

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského**  
**inženýrství**

**Modelování krevního řečiště člověka v Simulinku s využitím S**  
**– funkcí**

**Modeling the Bloodstream in Humans Using Simulink S –**  
**functions**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Nikola Fuksová**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Modelování krevního řečiště člověka v Simulinku s využitím S-funkcí**  
**Modeling the Bloodstream in Humans using Simulink S-functions**

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor problematiky dynamických jevů v krevním řečišti.
2. Sestavení modelu cévy jako pružného potrubí.
3. Propojení více modelů cév za účelem sestavení modelu krevního řečiště.
4. Provedení simulačních výpočtů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MORAVEC, Petr. *Modelování průtoku stlačitelného média v cévě, jejíž pružnost se mění v závislosti na délce cévy a času*. Ostrava, 2002. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky.
- [2] OZANA, Štěpán a Martin PIES. Modeling the flow of compressible media in a vessel by means of Simulink S-functions. *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*. 2012, Vol. 88, Issue 5B, s. 183-186. ISSN 0033-2097.
- [3] OŽANA, Štěpán. *Měření a modelování dynamických jevů na soustavách tvořených pružnými potrubími*. Ostrava, 2003. Dizertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky.
- [4] MATHWORKS. *Developing S-Functions*. [online]. c1994-2012. [cit. 2012-10-24] Dostupné z: [http://www.mathworks.com/help/simulink/sfg/\\_bsd99w\\_-1.html](http://www.mathworks.com/help/simulink/sfg/_bsd99w_-1.html).

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Pieš, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení**

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“



Datum odevzdání 7. 5. 2013

Nikola Fuksová

## **Poděkování**

Mé velké díky patří Ing. Martinu Piešovi, Ph.D. za odborné vedení mé práce, za jeho vstřícnost a hlavně za cenné rady, které vedly k vypracování této práce.

Taktéž děkuji panu Ing. Mgr. Karolu Korhelíkovi za prostředkování návštěvy angiolinky ve Fakultní nemocnici a za poskytnutá data pro tuto práci.

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá cévním řečištěm člověka a vytvoření modelu cévního řečiště člověka v prostředí Matlab. Matematický model cévního řečiště je popsán třemi parciálními diferenciálními rovnicemi a dalšími pomocnými vztahy. Výsledný model je převeden prostřednictvím metody konečných diferencí do sady obyčejných diferenciálních rovnic a tyto jsou následně implementovány do bloku S-funkce v Simulinku. Celkový model se skládá z jednotlivých cévních úseků, kde každý je reprezentován jednou S-funkcí. Tato práce se zabývá hlavní tepnou – aortou a jejím větvením. Základní data pro tuto bakalářskou práci byla získána z Fakultní nemocnice v Ostravě na pracovišti angiologie.

## **Klíčová slova**

Cévy, hemodynamika, Matlab, matematický model, metoda konečných diferencí, angiografie

## **Abstract**

This thesis deals with the bloodstream of humans and with model the human vasculature in Matlab. Mathematical model of blood vessels is described by three partial differential equations and other auxiliary relations. The resulting model is transferred through the finite difference method to a set of ordinary differential equations, and these are implemented into a S-function block in Simulink. The model consists of variol vascular segments, where each one is represented by a S-function. This thesis deals with the main artery - the aorta and its branching. The basic data for this thesis was obtained from the University Hospital in Ostrava, the angiography department.

## **Keywords**

Blood- vessel, hemodynamic, Matlab, mathematical model, finite difference method, angiography

## Seznam použitých zkratek

$E$	modul pružnosti cévy [Pa]
$F$	průřez cévy [m]
$F_0$	počáteční průřez cévy [m]
$F(x, t)$	průřez cévy jako funkce času $t$ a vzdálenosti $x$ [m]
$K$	modul objemové pružnosti cévy [Pa]
$L$	délka cévy [m]
$N$	počet řezů cévy
$P$	tlakový spád cévy [Pa]
$R$	odpor [ $\Omega$ ]
$T(x, t)$	teplota krve jako funkce času $t$ a vzdálenosti $x$ [ $^{\circ}\text{C}$ ]
$T_0$	počáteční teplota [ $^{\circ}\text{C}$ ]
$c$	vnitřní energie média
$c_v$	měrné teplo cévy [J/kg/K]
$d$	síla stěny cévy [m]
$dd$	změna průměru cévy [m/m]
$dn$	průměr cévy [m]
$g$	gravitační zrychlení
$h$	délka jednoho řezu cévy
$n$	proměnná pro cyklus for
$p(x, t)$	tlak krve jako funkce času $t$ a vzdálenosti $x$
$p_0$	počáteční tlak [Pa]
$u_0$	střední rychlost proudění krve [m/s]
$v(x, t)$	rychlost proudění krve jako funkce času $t$ a vzdálenosti $x$
$z$	převýšení cévy
$\alpha$	teplotní koeficient objemové roztažnosti cévy [1/K]

$\alpha l$	koeficient přestupu tepla [W/m/K]
$\beta$	teplotní koeficient objemové roztažnosti krve [1/K]
$\gamma$	součinitel přestupu tepla [W/m/K]
$\lambda$	lambda, koeficient tření
$\rho$	hustota krve [kg/m <sup>3</sup> ]
$\rho_0$	počáteční hustota krve [kg/m <sup>3</sup> ]

# Obsah

1	Fyziologie krve.....	2
1.1	Obecný popis krevního oběhu.....	2
1.2	Rozdělení krevních cév .....	2
1.2.1	Tepny.....	2
1.2.2	Žíly .....	2
1.2.3	Vlásečnice .....	2
1.3	Funkční rozdělení cév .....	3
1.3.1	Pružník – velké a středně velké tepny .....	3
1.3.2	Rezistenční cévy.....	3
1.3.3	Kapiláry.....	3
1.3.4	Kapacitní cévy.....	3
1.4	Hemodynamika krevního oběhu .....	3
1.4.1	Průtok krve .....	4
1.4.2	Rychlost krevního proudu .....	4
1.4.3	Doba oběhu .....	4
1.4.4	Krevní tlak.....	5
1.4.5	Tepenný puls .....	5
1.4.6	Zajištění pohybu krve v žilách .....	5
2	Matlab .....	6
2.1.	Základní komponenty Matlab .....	6
2.2.	Simulink .....	7
2.2.1.	Konstanta [Constant].....	7
2.2.2.	Sinusový průběh [Sine – Wawe ] .....	7
2.2.3.	Zisk [Gain] .....	8
2.2.4.	Integrátor [Integrator].....	8
2.2.5.	Skok [Step].....	8
2.2.6.	Suma [Sum].....	8
2.2.7.	Násobení [Product].....	8
2.2.8.	Vstup [In] .....	9
2.2.9.	Výstup [Out].....	9
3	Matematický model krevního řečiště .....	10
3.1.	Metoda konečných diferencí .....	13



4	Realizace modelu krevního řečiště v Simulinku .....	15
4.1.	Data pro vytvoření modelu aorty.....	16
4.2.	S – funkce.....	17
4.2.1.	Levý okraj cévy .....	18
4.2.2.	Pravý okraj cévy .....	20
4.2.3.	Prostřední řezy.....	21
4.3.	Počáteční podmínky .....	23
4.3.1.	Ukázka kódu v Matlabu pro počáteční podmínky vzestupné části aorty .....	23
4.4.	Výpočet počátečních stavů.....	24
4.4.1.	Kód v Matlabu pro ukládání ustálených stavů .....	24
4.5.	Model cévního řečiště .....	33
4.5.1.	Generátor tlakových pulzů .....	34
4.5.2.	Model vytvořený v Simulinku.....	35
5	Závěr .....	41
	Zdroje .....	42
	Seznam příloh.....	43

# Úvod

Úkolem krevního oběhu je transport kyslíku do tkání, transport produktů látkové výměny k ledvinám, transport živin a hormonů a v neposlední řadě rozvod tepla. Krevní oběh se skládá z tepen, cév a vlásečnic, kdy lze hovořit o cévním řečišti a o žilním řečišti.

Samotný tok krve je možný díky lidské pumpě – srdci. Kdy je tento tok způsoben rozdílem tlaků mezi jednotlivými úseky oběhu a tento gradient je vytvářen srdcem, respektive jeho čerpací prací. To znamená, že umožňuje toku krve překonat odpory v krevním řečišti, které jsou závislé na průsvitu cév, viskozitě krve, délce cév aj. Obrazně řečeno jedna červená krvinka musí projít velkým a malým oběhem na totéž místo za určitý čas. Průměrně je doba oběhu u člověka 21 až 26 sekund.

Cílem této bakalářské práce je přiblížit cévní řečiště a jeho hemodynamiku a v neposlední řadě vytvořit model cévního řečiště v prostředí Matlab s využitím S - funkce. Tento model je možné vytvořit díky matematickému modelu krevního řečiště, který je definován třemi stavovými proměnnými – teplota krve, tlak krve a rychlost krve. Tyto stavové proměnné nejsou jenom funkcí času, ale i vzdálenosti, kdy vzdálenost je určena aktuální pozici řezu v cévě, žíle nebo vlásečnici. Stavové rovnice jsou definovány rovnicemi, kdy rychlost je odvozena z Newtonovy rovnice, tlak je odvozen z rovnice kontinuity a teplota krve je odvozena z Bernoulliho rovnice.

Na odvozené rovnice rychlosti, tlaku a teploty se aplikuje metoda konečných diferencí, která se používá pro řešení soustav parciálních diferenciálních rovnic a následně rovnice jsou zapsány do programu Matlab, kde jsou dále zpracovávány pro výsledný model cévního řečiště.

Samotný model krevního řečiště bude vytvořen pro hlavní lidskou tepnu – aortu a její větvení, neboť by realizace celého krevního systému byla velmi obtížná. Model se bude skládat z dílčích úseků – vzestupná část aorty, aortální oblouk, sestupná část, hrudní část aorty, břišní část aorty, kyčelní tepna, stehenní tepna a tepna podkolenní. Kdy každý úsek bude definován parametry (tlak, rychlost krve, teplota krve, hustota krve, aj.).

Data pro vytvoření modelu aorty jsou získána z Fakultní nemocnice v Ostravě na pracovišti angioly, kdy byly nasnímány snímky přístrojem Siemens Somatom Definition a dále zpracovány na počítačové stanici. Na počítačové stanici byly na snímcích z CT angiografie naměřeny jednotlivé průměry v dílčích částech aorty, které slouží jako reálná data do samotného modelu.

# 1 Fyziologie krve

Hlavní složkou vnitřního prostředí organismu je krev. Má rozhodující význam pro zachování stálosti vnitřního prostředí, svým složením a funkcemi představuje životně důležitou tekutinu, která jako pohyblivé médium spojuje všechny orgány v těle. Pro udržování homeostázy (stálosti a rovnováhy v organismu) má rozhodující význam. Její množství se pohybuje od 4,5 do 6 l (u žen o něco méně) a svým podílem představuje 7 až 10 % celkové hmotnosti těla. [1]

## 1.1 Obecný popis krevního oběhu

Hlavním úkolem krevního oběhu je transport oxidu uhličitého do plic, transport kyslíku do tkání a dále transport produktů látkové výměny k ledvinám, transport hormonů a rozvod tepla. Levá komora srdeční vydává okysličenou krev do tepen, tepének a kapilár, proto hovoříme o srdci jako o sériové pulzní pumpě. Z tkání se krev dostává tenkými žilkami do velkých žil, které ústí do pravé síně a uzavírají tak velký krevní oběh. [1]

Celkového objemu krve se nachází v cévním řečišti asi 85 %. Cévní řečiště dělíme dle funkčnosti na část distribuční, která zaujímá asi jednu třetinu cévního řečiště a je tvořena tepenným systémem velkého oběhu. V kapacitním řečišti jsou deponovány dvě třetiny krve, které tvoří žíly velkého oběhu. Tepenné řečiště je vysokotlaký systém, žilní nízkotlaký systém. [1]

## 1.2 Rozdělení krevních cév

Krevní cévy dělíme na tepny (arterie), vlasečnice (kapiláry), žíly (vény) a plní funkci rozvádění krve po těle. [4]

### 1.2.1 Tepny

Tepny jsou cévy, které vedou krev ze srdce. Krev je v tepnách zbarvena jasně červenou barvou a je bohatá na kyslík a na živné látky. Tepny mají silnou, pružnou a pevnou stěnu. [4]

### 1.2.2 Žíly

Vény neboli žíly svádějí krev v oblasti vlasečnic k srdci. Krev proudící v žilách je ochuzena o kyslík a živné látky a je bohatší o oxid uhličitý a na produkty látkové výměny. Krev je proto tmavší než tepenná a je modrofialová. [4]

### 1.2.3 Vlasečnice

Vlasečnice jsou vlastní funkční částí krevního oběhu. Probíhá v nich přeměna dýchacích plynů mezi krví a tkáněmi, což je umožněno hlavně tím, že jsou velmi tenké. [4]

Průměr vlasečnic je 5 – 30  $\mu\text{m}$  a jejich délka je 0,5 – 0,8 mm. Vlasečnic je velké množství a celkový průřez všemi vlasečnicemi je asi 700 krát větší než průřez aorty, což

představuje celkovou plochu asi 1000 m<sup>2</sup>. Samotné kapiláry mají průřez kolem 0,006 mm, můžeme tedy říci, že celkově v průměru celého těla připadá na 1 m<sup>3</sup> tkáně asi 600 kapilár. [4]

### **1.3 Funkční rozdělení cév**

Celkový periferní odpor je vytvářen z jedné pětiny tepnami pružníku, odporovými cévami z jedné poloviny, kapilárami asi z jedné čtvrtiny a jen nepatrně kapacitním řečištěm – žilním systémem. [1]

#### **1.3.1 Pružník – velké a středně velké tepny**

Pružník je tvořen velkými a středně velkými tepnami. Systola trvá poměrně krátce. Stěna pružníku pojme velkou část krve a to díky elastickému roztažení tepen. V diastole, kdy jsou poloměsíčitě chlopně uzavřeny, se stěna vrací do původní polohy a posouvá tak krev dále do tepének a kapilár, čímž umožňuje plynulý proud krve nezávislý na aktuální fázi srdeční revoluce. [1]

#### **1.3.2 Rezistenční cévy**

Rezistenční cévy neboli odporové cévy regulují přítok krve k orgánům a tkáním a obsahují prekapilární a postkapilární část. Prekapilární cévy mohou měnit svůj průřez díky své svalovině a tím prakticky rozhodovat o distribuci srdečního výdeje mezi různé orgány. Jen velmi malou část rezistence vytvářejí postkapilární cévy, neboť jejich hlavním úkolem je, že poměrem mezi napětím mezi prekapilárními a postkapilárními rezistenčními cévami je určen kapilární hydrostatický tlak, který umožňuje filtraci a resorpci. [1]

#### **1.3.3 Kapiláry**

Představují styčnou plochu mezi krví a tkání. U arteriální části kapilár převažuje filtrační tlak nad onkotickým tlakem plazmatických bílkovin a dochází tak k přestupu vody a nízkomolekulárních látek do tkání. U venózní části pak převažuje onkotickým tlak plazmatických bílkovin nad filtračním tlakem a voda je nasávána zpět do krevního oběhu. [1]

#### **1.3.4 Kapacitní cévy**

Kapacitní cévy jsou tvořeny žilami, které díky své výrazné roztažnosti pojmu velký objem krve. Skrze tuto vlastnost slouží žíly jako rezervoár krve, který je v uzavřeném systému krevního oběhu nutný pro stále se měnící distribuci krve v jednotlivých orgánech. [1]

### **1.4 Hemodynamika krevního oběhu**

Díky rozdílu tlaků mezi jednotlivými úseky krevního oběhu vzniká tok krve. To znamená, že krev může proudit z míst s vyšším tlakem do míst s nižším tlakem. Tlakového

gradientu dosáhneme díky čerpací práci srdce a umožňuje tak toku krve překonat odpory v krevním řečišti, které jsou nezávislé na průsvitu cév, viskozitě krve či délce cév. [1]

#### 1.4.1 Průtok krve

Velikost průtoku krve je vyjádřena Ohmovým zákonem, který určuje, že průtok je přímo úměrný tlakovému spádu ( $\Delta P$ ) a nepřímo úměrný odporu ( $R$ ) působícímu proti průtoku. [1]

Průtok krve je také přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy. To znamená, že protéká – li cévou 1 ml/s, pak při zdvojnásobení poloměru této cévy v ní bude průtok krve činit 16 ml/s. Periferní odpor v cévním systému je naopak nepřímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy (ve zmiňovaném příkladě se současně se zvýšením průtoku sníží odpor z 1 na 1/16 Pa.ml<sup>-1</sup>.s. Odpor je též roven přímé úměře viskozitě krve a délce cévy (z hlediska řízení odporu nemá závislost délky prakticky význam). [1]

#### 1.4.2 Rychlost krevního proudu

Rychlost krve i objem proteklé krve se v krevním řečišti významně mění. Průměr cév se od aorty ke kapilárám zmenšuje, ale celkový průřez řečiště se zvětšuje a proto lineární rychlost krve klesá. Opačná situace je pak na straně od kapilár k dutým žilám. Tok krve je nejpomalejší s největší plochou v průřezu řečiště – v kapilárách. To je důležité pro zajištění dostatku času k výměně dýchacích plynů a dalších látek mezi krví a tkáněmi. [1]

Při diastole dochází až k zastavení proudu krve, u systoly je rychlost krve až 1 m za sekundu. Nízká rychlost krevního proudu ve vlásečnicích má velký funkční význam, protože pomůže probíhat výměna plynů a látek mezi krví a tkáněmi. [4]

**Tabulka 1:** Rychlost krevního proudu v klidu. [4]

Název cévy	Rychlost v klidu [cm/s]
a.carotis	20
arterioly	2,8
kapiláry	0,05
v. mesenterica	4,2
v. cava	14

#### 1.4.3 Doba oběhu

Dobou oběhu označujeme čas, který je potřebný k tomu, aby jedna červená krvinka prošla velkým a malým oběhem na totéž místo. Tato doba oběhu je u člověka v klidu v průměru 21 až 26 sekund. Přitom připadá na průtok malým oběhem asi 4 – 5 sekund. Doba oběhu se zkracuje např. při tělesné práci v souvislosti se zvýšením minutového objemu srdečního. [4]

#### 1.4.4 Krevní tlak

Krevní tlak v tepnách se měří ve velkých tepnách blízko srdce. Krevní tlak v různých místech oběhu klesá zvolna od levé srdeční komory do žil ústících do pravé síně srdeční. Prudký pokles tlaku lze pozorovat v arteriolách, u žil v blízkosti srdce je až negativní. [4]

**Tabulka 2:** Maximální krevní tlaky v různých částech krevního řečiště. [4]

Část krevního řečiště	Max. krevní tlak [kPa]
aorta	17,3
artérie	16
arterioly	8
kapiláry (na počátku)	4
vény (na počátku)	1,3
v. cava	0,3

#### 1.4.5 Tepenný puls

„Tepový objem srdeční, vypuzený do velkých cév, rozšíří úsek tepny o toto vydutí se šíří do periférie. Tím vzniká pulsová vlna. Pulsová vlna postupuje po tepnách rychlostí 5 – 8 m/s nezávisle na rychlosti krevního proudu. V tepnách v závislosti na jejich velikosti je průměrná rychlost krevního proudu 20 – 2 cm/s a průměrný tlak 13 – 9,3 kPa. Čím je celkově krevní řečiště širší, tím jsou jak rychlost krevního proudu, tak tlak nižší.“ [4]

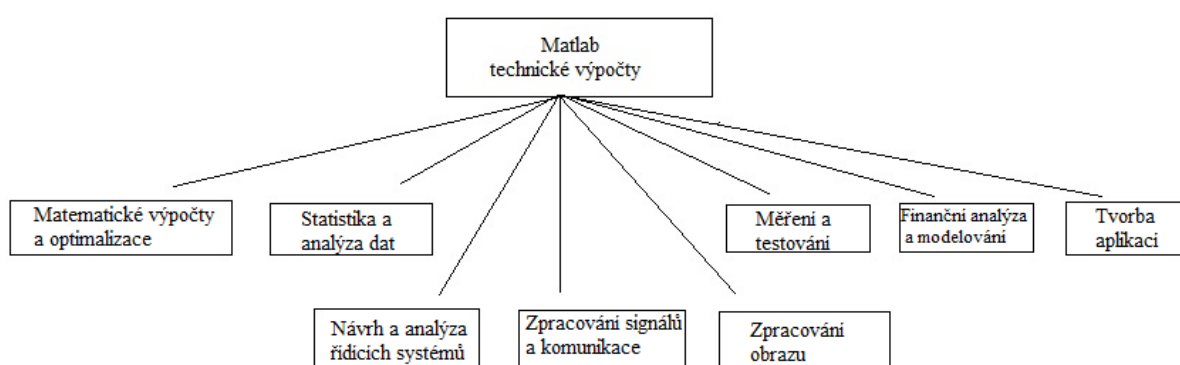
#### 1.4.6 Zajištění pohybu krve v žilách

Žilní proudění krve je udržováno tlakovým spádem, který je menší než v tepnách. V malých žilkách je okolo 2,7 – 1,3 kPa, ve větších pak 2 kPa a až negativní. Tomu odpovídají změny rychlosti proudění krve 0,5 – 1 cm/s v malých a až 10 – 6 cm/s ve velkých žilách. [4]

## 2 Matlab

Krevní řečiště člověka bude realizováno v prostředí programu Matlab za pomoci S – funkcí. V kapitole výše bylo zmíněno, co je krevní řečiště člověka, v této kapitole bude přiblížen program Matlab a S – funkce.

Systém Matlab byl vyvinut v roce 1984 firmou The MathWorks, Inc. v USA. Je to software, s jehož pomocí lze provádět řadu operací, spojených s matematikou, grafikou, reálným měřením, přenosem dat apod. Pomocí Toolboxu (rozšiřujících knihoven) se možnosti základního jádra rozšiřují. Uživatel tak může provádět získávání, analýzu, optimalizaci a vizualizaci dat z mnoha technických i jiných oborů.[2]



**Obrázek 1:** Dostupná rozšíření Matlabu. [2]

### 2.1. Základní komponenty Matlab

Aby vše uvedené mohlo být zabezpečeno, obsahuje Matlab tyto základní části, resp. znaky:

- výpočetní jádro,
- grafický subsystém,
- pracovní nástroje,
- toolboxy,
- otevřenou architekturu. [2]

Základem je výpočetní jádro, které provádí numerické operace s maticemi reálných či komplexních čísel. Matlab je tedy orientován maticově. Kromě matic, Matlab obsahuje pole buněk, jedná se o struktury podobné maticím. Uživatel tedy může pracovat s datovými strukturami. Prvky v nich jsou pak rozlišeny jménem, nikoliv souřadnicemi. [2]

Grafický subsystém umožňuje snadné zobrazení výsledků výpočtů. Může tvořit grafy dvourozměrné nebo třírozměrné v mnoha variantách a s mnoha možnostmi nastavení a modifikací. [2]

Pracovními nástroji rozumíme soubor nástrojů, umožňující úplné programování aplikací. Matlab obsahuje plnohodnotný programovací jazyk čtvrté generace. [2]

Toolboxy jsou knihovny funkcí, které významně rozšiřují možnosti jádra Matlab. Jsou orientovány na konkrétní vědní a technické obory. Uživatel si je může dokoupit jako přídavné moduly. [2]

Program Matlab obsahuje systém Simulink, který umožňuje pracovat se všemi funkcemi a příkazy jako s grafickými bloky, vzájemně je propojovat, napojovat na zdroje dat apod. [2]

## 2.2. Simulink

Simulink je jedno z nejznámějších a nejpožívanějších rozšíření v Matlabu. Vyžívá Matlab pro modelování, simulaci a analýzu dynamických systémů v přehledném grafickém uživatelském prostředí. [3]

Simulink lze spustit z prostředí Matlab, po spuštění se objeví okno s knihovnou dostupných bloků rozdělených do podoblastí podle zařazení, jako jsou například spojitě operátory, zdroje, matematické operátory nebo výstupy. [3]

„Vykonání modelu v Simulinku probíhá v jednotlivých fázích. První nastává inicializační fáze, kdy v této fázi jádro Simulinku začlení bloky z knihovny do modelu, zajistí šířku signálu, jejich datové typy a časy vzorkování, dosadí parametry bloků, určí pořadí vykonávání bloků a alokuje paměť. Jádro Simulinku následně spustí simulační smyčku, kde každý průchod smyčkou je označen jako simulační krok. Během každého kroku simulace vykonává jádro každý blok v modelu v pořadí určeném během inicializační fáze. Pro každý blok jádro spustí funkce, které počítají stavy, derivace a výstupy daného bloku v aktuálním časovém okamžiku“. [5]

### 2.2.1. Konstanta [Constant]

Konstanta je blok bez vstupu a s jedním výstupem. Výstupem je tedy konstanta zadaná pomocí parametru Constant value. Parametrem může být skalár, matice či vektor. [3]



Obrázek 2: Ikona konstanty.

### 2.2.2. Sinusový průběh [Sine – Wave ]

Jedná se o blok produkující sinusový harmonický signál o zadané amplitudě, frekvenci a fázi. Tyto parametry se nastavují pomocí parametrů Amplitude, Frequency a Phase. Parametr Bias umožňuje posunutí amplitudy sinusové funkce o konstantu. [3]



Obrázek 3: Ikona sinusového průběhu.



### 2.2.3. Zisk [Gain]

Blok Gain vynásobí vstup konstantou (ziskem, zesílením). Parametrem může být vektor, matice či skalár, kdy pro matice a vektory je možné nastavit druh násobení (po elementech nebo maticově). [3]



Obrázek 4: Ikona pro „Gain.“

### 2.2.4. Integrátor [Integrator]

Integrátor integruje vstupní veličinu a předá ji na výstup. Je to jeden ze základních bloků při analýze dynamických systémů pomocí teorie řízení. [3]



Obrázek 5: Ikona integrátoru.

### 2.2.5. Skok [Step]

Blok má jeden výstup a zprostředkovává skokovou změnu mezi dvěma hodnotami Initial value a Final value v čase Step time. [3]



Obrázek 6: Ikona skoku.

### 2.2.6. Suma [Sum]

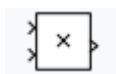
Blok sečte nebo odečte vstupní veličiny a předá na výstup. Parametr List of signs určuje počet a typ vstupních operací. [3]



Obrázek 7: Ikona sumy.

### 2.2.7. Násobení [Product]

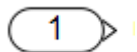
Blok vynásobí nebo vydělí vstupní veličiny a předá na výstup. Počet a typ vstupních operací určuje parametr Number of inputs. Znaménko \* znamená násobení a znaménko / dělení. [3]



Obrázek 8: Ikona násobení.

### 2.2.8. Vstup [In]

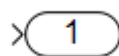
Vstupní blok slouží ke komunikaci s nadřazenými moduly. [3]



**Obrázek 9:** Ikona vstupu.

### 2.2.9. Výstup [Out]

Výstupní blok slouží ke komunikaci s vnořenými moduly. [3]



**Obrázek 10:** Ikona výstupu.

### 3 Matematický model krevního řečiště

Krevní řečiště se skládá ze souboru cév, žil a vlásečnic, kdy každá část krevního řečiště tedy céva, žíla, vlásečnice, má svou délku v daném úseku, svůj průměr a svou teplotu. Cévu, žílu i vlásečnici zjednodušeně představuje trubka, o různé délce, průměru a teplotě.

Matematický model krevního řečiště je definován třemi stavovými proměnnými. Tyto stavové proměnné jsou následující

- $T(x, t)$  Teplota krve
- $p(x, t)$  Tlak krve
- $v(x, t)$  Rychlost krve

Stavové proměnné jsou funkcí nejen času  $t$ , ale i vzdálenosti  $x$ . Tato vzdálenost určuje aktuální pozici řezu v cévě, žíle nebo vlásečnici.

Jednotlivé části v krevním řečišti lze popsat následující soustavou parciálních diferenciálních rovnic prvního řádu.

- **Rovnice pro rychlost krve je odvozena z Newtonovy rovnice:**

$$\frac{\partial p}{\partial x} + \rho v \frac{\partial v}{\partial x} + \rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho g \frac{\partial z}{\partial x} + \frac{\lambda \rho v |v|}{2d_n} = 0 \quad (1) [6]$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial p}{\partial x} + \rho v \frac{\partial v}{\partial x} + \rho g \frac{\partial z}{\partial x} + \frac{\lambda \rho v |v|}{2d_n} \right)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} - v \frac{\partial v}{\partial x} - g \frac{\partial z}{\partial x} - \frac{\lambda \rho v |v|}{2d_n}$$

Přičemž  $g \frac{\partial z}{\partial x}$  je pro ležícího pacienta zanedbáno a konečný tvar rovnice pro derivaci rychlosti podle tlaku:

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} - v \frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\lambda \rho v |v|}{2d_n} \quad (2)$$

- **Rovnice pro tlak krve je odvozena z rovnice kontinuity:**

$$\rho F \frac{\partial v}{\partial x} + \rho v \left( \frac{\partial F}{\partial p} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial F}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial F}{\partial x} \right) + F v \left( \frac{\partial \rho}{\partial p} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \rho}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \rho \left( \frac{\partial F}{\partial p} \frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial F}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial t} \right) + F \left( \frac{\partial \rho}{\partial p} \frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial \rho}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial t} \right) = 0 \quad (3)$$

[6]

Nejprve se vyjádří konstanty, které zkrátí zápis výsledné parciální derivační rovnice.

$\frac{\rho_0}{e^{\left(\frac{1}{K}(p_0-p)\right)} e^{\left(\beta(T_0-T)\right)}} = \rho(T, p)$  vyjádření hustoty kapaliny jako funkce teploty a tlaku.

$F_0 e^{\left(\frac{d_n}{Ed}(p-p_0)\right)} e^{(2\alpha(T-T_0))} = F(p, t)$  vyjádření průřezu cévy jako funkce teploty a tlaku.

Parciální derivace průřezu podle tlaku:

$$\frac{\partial F}{\partial p} = \frac{F_0 d_n}{Ed} e^{\left(\frac{d_n}{Ed}(p-p_0)\right)} e^{(2\alpha(T-T_0))} = k_1 \quad (4)$$

Parciální derivace průřezu podle teploty:

$$\frac{\partial F}{\partial T} = 2F_0 \alpha e^{\left(\frac{d_n}{Ed}(p-p_0)\right)} e^{(2\alpha(T-T_0))} = k_2 \quad (5)$$

Parciální derivace hustoty podle tlaku:

$$\frac{\partial \rho}{\partial p} = \frac{\rho_0}{e^{\left(\frac{1}{K}(p_0-p)\right)} e^{\left(\beta(T_0-T)\right)} K} = k_3 \quad (6)$$

Parciální derivace hustoty podle teploty:

$$\frac{\partial \rho}{\partial T} = \frac{-\beta \rho_0}{e^{\left(\frac{1}{K}(p_0-p)\right)} e^{\left(\beta(T_0-T)\right)}} = k_4 \quad (7)$$

Substituce  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  a  $k_4$  se použijí do rovnice kontinuity:

$$\begin{aligned} \rho F \frac{\partial v}{\partial x} + \rho v k_1 \frac{\partial p}{\partial x} + \rho v k_2 \frac{\partial T}{\partial x} + \rho v \frac{\partial F}{\partial x} + F v k_3 \frac{\partial p}{\partial x} + F v k_4 \frac{\partial T}{\partial x} + \rho k_1 \frac{\partial p}{\partial t} + \rho k_2 \frac{\partial T}{\partial t} \\ + F k_3 \frac{\partial p}{\partial t} + F k_4 \frac{\partial T}{\partial t} = 0 \end{aligned} \quad (8)$$

Konečný tvar rovnice derivace tlaku podle času:

$$\frac{\partial p}{\partial t} = \frac{-\rho F \frac{\partial v}{\partial x} - \rho v k_1 \frac{\partial p}{\partial x} - \rho v k_2 \frac{\partial T}{\partial x} - \rho v \frac{\partial F}{\partial x} - F v k_3 \frac{\partial p}{\partial x} - F v k_4 \frac{\partial T}{\partial x} - p k_2 \frac{\partial T}{\partial t} - F k_4 \frac{\partial T}{\partial t}}{F k_3 + \rho k_1} \quad (9)$$

- **Rovnice pro teplotu krve je odvozena z Bernoulliho rovnice:**

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \rho \left( cT + \frac{v^2}{2} \right) \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left( \rho v \left( cT + \frac{v^2}{2} \right) \right) + \frac{\partial(pv)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v g z)}{\partial x} - \frac{\gamma(T_0 - T)}{F} = 0 \quad (10)$$

[6]

Analýze členu  $\frac{\partial}{\partial t} \left( \rho \left( cT + \frac{v^2}{2} \right) \right)$ :

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \rho \left( cT + \frac{v^2}{2} \right) \right) = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \frac{\rho}{2} \frac{\partial v^2}{\partial t}$$

Dopředu není známý analytický zápis rychlosti, proto se musí k této derivaci  $\frac{\rho}{2} \frac{\partial v^2}{\partial t}$  přistoupit jako k derivaci složené funkce.

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \rho \left( cT + \frac{v^2}{2} \right) \right) = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \frac{\rho}{2} 2v \frac{\partial v}{\partial t}$$

Pokračování Bernoulliho rovnice pro odvození derivace teploty podle času:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \rho v \frac{\partial v}{\partial t} + \rho c \frac{\partial v T}{\partial x} + \frac{\rho}{2} \frac{\partial v^3}{\partial x} + \frac{\partial p v}{\partial x} + \frac{\partial \rho g z}{\partial x} - \frac{\gamma(T_0 - T)}{F} = 0 \quad (11)$$

Přičemž člen  $\frac{\partial \rho g z}{\partial x}$  je roven nule a konečný tvar rovnice pro derivaci teploty podle času:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = -\frac{1}{c} v \frac{\partial v}{\partial t} - \frac{\partial v T}{\partial x} - \frac{1}{2c} \frac{\partial v^3}{\partial x} - \frac{1}{\rho c} \frac{\partial p v}{\partial x} + \frac{\gamma(T_0 - T)}{F \rho c} \quad (12)$$

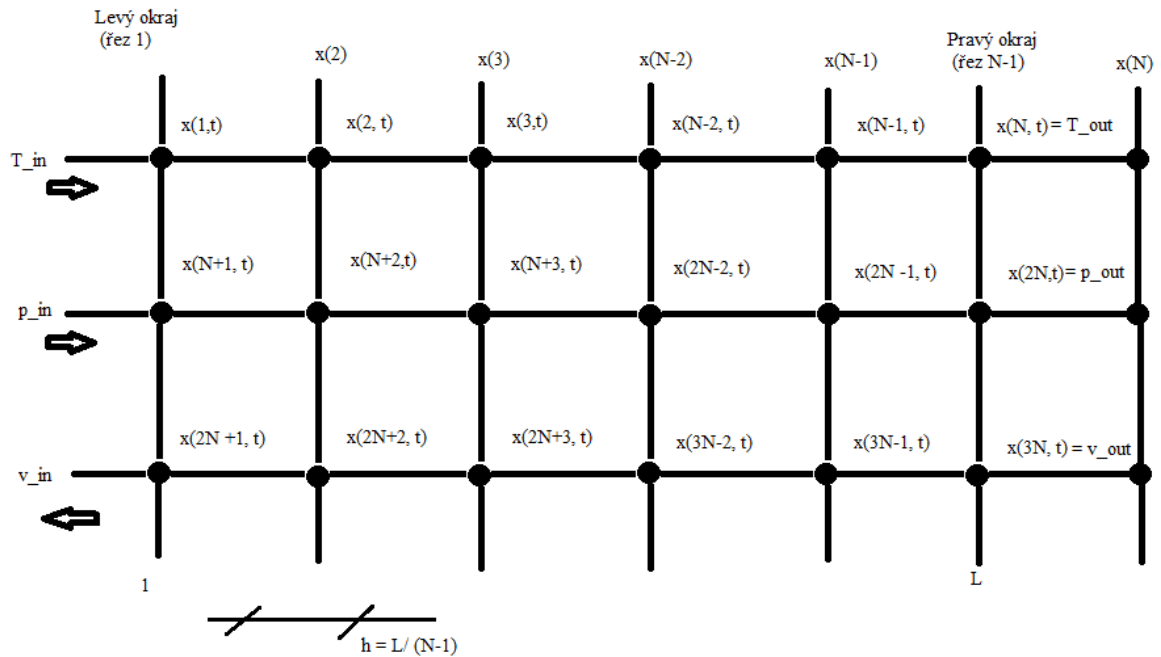
### 3.1. Metoda konečných diferencí

Metoda konečných diferencí neboli metoda sítí se využívá pro řešení soustav parciálních diferenciálních rovnic. [5]

Metoda sítí bude demonstrována na parciální diferenciální rovnici pro derivaci rychlosti podle času. Parciální diferenciální rovnice:

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} - v \frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\lambda \rho v |v|}{2d_n}$$

Interval  $x$  je rozdělen na  $N - 1$  ekvidistantních úseků o délce  $h = L/(N - 1)$ . (Obrázek 11).



Obrázek 11: Diskretizace stavových veličin cévy.

Levý okraj ( $x = 1$ ):

$$\frac{\partial v(1,t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{-3p(1,t) + 4p(2,t) - p(3,t)}{2h} \right) - v(1,t) \left( \frac{-3v(1,t) + 4v(2,t) - v(3,t)}{2h} \right) - \frac{\lambda v(1,t)|v(1,t)|}{2d_n}$$

Prostřední řez ( $n = 2 \div N-2$ ):

$$\frac{\partial v(n,t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{p(n+1,t) - p(n-1,t)}{2h} \right) - v(n,t) \left( \frac{v(n+1,t) - v(n-1,t)}{2h} \right) - \frac{\lambda v(n,t)|v(n,t)|}{2d_n}$$

Pravý okraj ( $x = N$ ):

$$\frac{\partial v(6,t)}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \left( \frac{p(4,t) - 4p(5,t) + 3p(6,t)}{2h} \right) - v(6,t) \left( \frac{v(4,t) - 4v(5,t) + 3v(6,t)}{2h} \right) - \frac{\lambda v(6,t)|v(6,t)|}{2d_n}$$

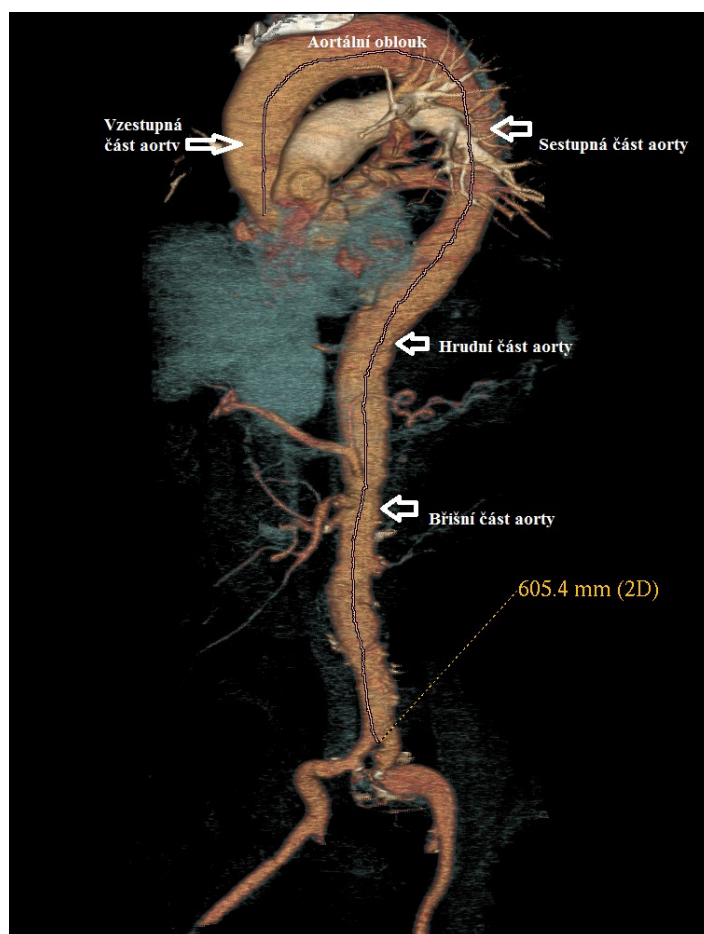
Metoda sítí je demonstrována na parciální diferenciální rovnici pro derivaci rychlosti podle času, přičemž je metoda ukázána pro  $N = 6$  (šest řezů v cévě). Tato metoda se použije na všechny tři odvozené rovnice pro realizaci projektu v prostředí Simulink.

## 4 Realizace modelu krevního řečiště v Simulinku

Realizace modelu celého krevního řečiště v prostředí Simulinku by byla velmi obtížná, neboť by musely být známy všechny průměry a délky všech cév, žil a vlásečnic. Z toho důvodu bude realizace projektu provedena pro hlavní cévu tedy aortu.

Aorta v lidském těle začíná (vystupuje) z levé komory srdeční a tato část aorty se nazývá vzestupná část aorty neboli aorta ascendens a zahýbá doleva, kde přechází v takzvaný aortální oblouk neboli arcus aortae. Dále pak pokračuje sestupně dolů (aorta descendens), kde prochází hrudní a břišní dutinou a tyto úseky nazýváme pars thoracica (část hrudní) a pars abdominalis (část břišní). (**Obrázek 12**)

Z každé části aorty pak vystupují jiné cévy, které zásobují určité okruhy v lidském těle. Z ascendentní části aorty vycházejí věnčité tepny, které zásobují srdce krví. Z aortálního oblouku vystupují důležité větve, které zásobují krví hlavu, krk a horní končetiny. Z descendentní části aorty pak v oblasti hrudní vycházejí drobné větve, které zásobují dýchací trubici, jícen, mediastinum a perikard, dále pak zde vycházejí mezižební tepny. Z břišní části aorty vycházejí důležité větve, které zásobují krví břišní orgány a vycházejí zde větve, které zásobují dolní končetiny.



**Obrázek 12:** Rozdělení jednotlivých úseků aorty a celková délka aorty.

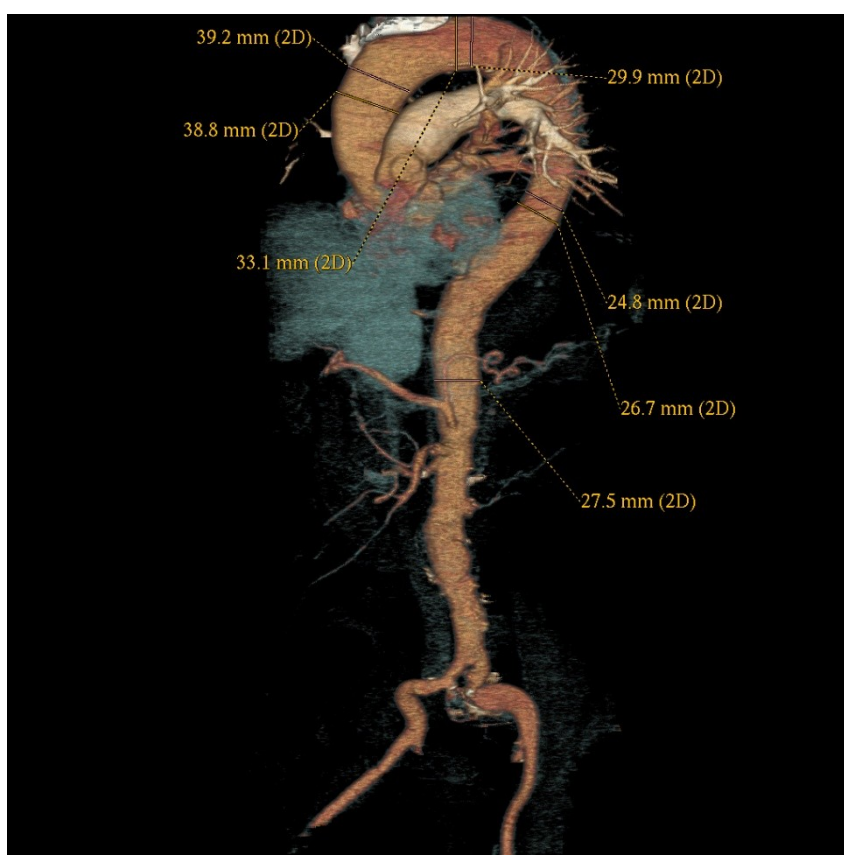


#### 4.1. Data pro vytvoření modelu aorty

Data pro vytvoření modelu aorty byly získány z Fakultní nemocnice v Ostravě na pracovišti angiolinky.

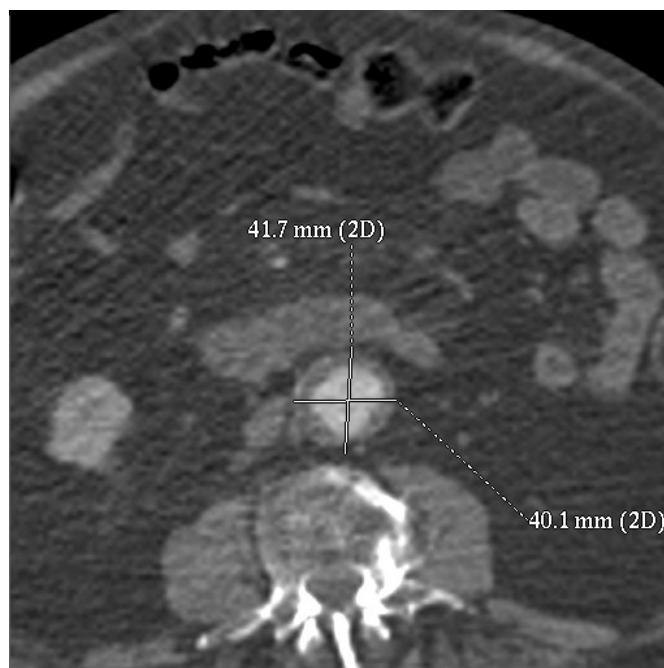
Pacientovi byla aplikována kontrastní látka Omnipaque 350, která obsahuje jodhexol, který se používá jako rentgenkontrastní látka v diagnostice. Samotné snímky byly nasnímány přístrojem Siemens Somatom Definition a dále zpracovány na počítačové stanici General electric World (station envatique 4.5).

Na stanici General electric World byly na snímcích z CT angiografie naměřeny jednotlivé průměry v každé části aorty, které poslouží jako reálná data do modelu aorty v Simulinku. Následně byla naměřena celková délka aorty.



**Obrázek 13:** Naměřené průměry v jednotlivých částech aorty.

Na obrázku 13 lze vidět naměřené průměry jednotlivých úseků aorty, kdy tyto průměry odpovídají průměrům měřeným z lumina (vnitřku) aorty. Důvodem je, že kontrastní látka prochází lumenem cévy a zobrazí pouze vnitřek cévy. Z toho vyplývá, že na obrázku 13 nevidíme celkový průměr cévy. Z toho důvodu musely být pořízeny axiální řezy v jednotlivých úsecích aorty.



**Obrázek 14:** Axiální řez v břišní části aorty.

**Tabulka 3:** Naměřené průměry jednotlivých úseků aorty.

Úsek aorty	Průměr lumina aorty [mm]	Celkový průměr aorty [mm]
Vzestupná část	38,8	45,3
Vzestupná část	39,2	43
Aortální oblouk	33,1	-
Aortální oblouk	29,9	-
Sestupná část	30	34,1
Hrudní část	28,1	44,5
Hrudní část	27,5	-
Břišní část	27	40,9
Břišní část (nad rozvětvením)	18,6	22,9

Některé celkové průměry aorty u jednotlivých úseků chybí z důvodu nepřesného zobrazení v axiálním řezu. Více snímků je uvedeno v příloze.

#### 4.2. S – funkce

Pod pojmem S – funkce se skrývá zkratka slova Systém fiction a tato funkce slouží pro vytvoření specifických bloků, které by z klasických bloků nebylo snadné anebo vůbec možné poskládat. Blok S – funkce se především skládá z funkce Output (block), kde se zapisují stavy na výstupu a jsou zde definovány vstupní veličiny mezi, které se řadí počet řezů N, průřezy F, stavy x, vstupní teplota  $T_{in}$ , vstupní tlak  $p_{in}$  a vstupní rychlost  $v_{in}$ . Dále se skládá z funkce

derivative (block), kde se definují jednotlivé derivace podle času, které jsou dále rozlišovány. Rozlišují se dle toho, zda se počítá derivace dle délky na začátku cévy, uprostřed cévy či na konci cévy. Ve funkci Derivative jsou definovány jednotlivé parametry cévy (viz. Tabulka 4).

V programu Matlab je tato S - funkce uložena ve složce zdrojovy\_kod\_s\_funkce a je nazvána jako pokus0013. Odtud jsou pak čerpány a popsány jednotlivé rovnice a vztahy uvedené níže.

**Tabulka 4:** Přehled jednotlivých parametrů cévy.

Název parametru	Značení parametru	Jednotka
Koeficient tření	lambda	-
Průměr cévy	dn	m
Délka cévy	L	m
Počet řezů cévy	N	-
Počáteční teplota cévy	T0	°C
Počáteční tlak cévy	p0	Pa
Počáteční hustota cévy	ro0	Kg/m <sup>3</sup>
Měrné teplo cévy	cv	J/kg/K
Síla stěny cévy	d	m
Změna průměru cévy na metr délky	dd	m/m
Modul pružnosti cévy	E	Pa
Modul objemové pružnosti	K	Pa
Koeficient přestupu tepla	alfa1	W/m/K
Tepl. koef. objem. roztažnosti cévy	alfa	1/K
Tepl. koef. objem. roztažnosti krve	beta	1/K

#### 4.2.1. Levý okraj cévy

Model krevního řečiště člověka je definován třemi parciálními diferenciálními rovnicemi viz. rovnice (1), (2) a (7), kdy každá z těchto rovnic je implementována do bloku S – funkce dílčích modelů a jsou definovány pro levý okraj cévy, prostřední řez cévy a pravý okraj cévy. Úprava rovnic pro jednotlivé okraje je získána z metody konečných diferencí, která je blíže vysvětlena v kapitole 3.1, která se touto metodou zabývá.

**Pro levý okraj jsou definovány vztahy:**

- Výpočet vzdálenosti mezi řezy:  
$$h = L / (N - 1)$$
- Výpočet počátečního průřezu cévy:  
$$F0 = \pi \cdot dn^2 / 4$$

- Výpočet změny průřezu cévy na metr délky:  

$$dF_x dx = \pi \cdot d d^2 / 4$$
- Výpočet hustoty:  

$$ro = ro0 / (\exp(\beta \cdot x(1) - T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+1) - p0)) / (E \cdot d))$$
- Výpočet průřezu cévy:  

$$Fx(1) = F0 \cdot \exp(2 \cdot \alpha \cdot (x(1) - T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+1) - p0)) / (E \cdot d))$$
- Derivace rychlosti proudění krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):  

$$dx(2*N+1) = -1/ro * (-3*x(N+1) + 4*x(N+2) - x(N+3)) / (2*h) - \dots$$

$$x(2*N+1) * (-3*x(2*N+1) + 4*x(2*N+2) - x(2*N+3)) / (2*h) - \dots$$

$$lambda * x(2*N+1) * abs(x(2*N+1)) / (2*dn) ;$$
- Derivace teploty krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):  

$$dx(1) = -1/cv * x(2*N+1) * dx(2*N+1) -$$

$$1/(ro * cv) * (3*ro * x(2*N+1) * (cv * x(1) + 1/2 * x(2*N+1) * \dots$$

$$x(2*N+1)) + 4*ro * x(2*N+2) * (cv * x(2) + 1/2 * x(2*N+2) * x(2*N+2)$$

$$) - ro * x(2*N+3) * (cv * x(3) + \dots$$

$$1/2 * x(2*N+3) * x(2*N+3)) / (2*h) - 1/(ro * cv) * (-$$

$$3*x(N+1) * x(2*N+1) + 4*x(N+2) * x(2*N+2) - \dots$$

$$x(N+3) * x(2*N+3)) / (2*h) + 1/(ro * cv) * (\alpha_1 * (T0 -$$

$$x(1)) / Fx(1)) ;$$

U derivace tlaku krve v cévě podle času se využívají vztahy odvozené v kapitole č. 3 tedy derivace průřezu cévy podle tlaku, derivace průřezu cévy podle teploty, derivace hustoty krve podle tlaku a derivace hustoty krve podle teploty. Tyto vztahy jsou implementovány do zmíněné rovnice pro zjednodušený zápis.

- Derivace průřezu cévy podle tlaku:  

$$k1 = (F0 \cdot dn \cdot \exp(\alpha \cdot (2 \cdot x(1) - 2 \cdot T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+1) - p0)) / (E \cdot d))) / (E \cdot d)$$
- Derivace průřezu cévy podle teploty:  

$$k2 = 2 \cdot F0 \cdot \alpha \cdot \exp(\alpha \cdot (2 \cdot x(1) - 2 \cdot T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+1) - p0)) / (E \cdot d))$$
- Derivace hustoty podle tlaku:  

$$k3 = -ro0 / (K \cdot \exp(\beta \cdot (x(1) - T0)) \cdot \exp((x(N+1) - p0) / K))$$
- Derivace hustoty podle teploty:  

$$k4 = -(\beta \cdot ro0) / (\exp(\beta \cdot (x(1) - T0)) \cdot \exp((x(N+1) - p0) / K))$$

- Derivace tlaku krve v cévě dle času (Zdrojový kód – Matlab):

```
dx(N+1) = (-ro*Fx(1) * (-3*x(2*N+1) + 4*x(2*N+2) -  
x(2*N+3)) / (2*h) - ...  
ro*x(2*N+1) * k1 * (-3*x(N+1) + 4*x(N+2) - x(N+3)) / (2*h) - ...  
ro*x(2*N+1) * k2 * (-3*x(1) + 4*x(2) - x(3)) / (2*h) - ...  
ro*x(2*N+1) * dFxdx - Fx(1) * x(2*N+1) * k3 * (-  
3*x(N+1) + 4*x(N+2) - x(N+3)) / (2*h) - ...  
Fx(1) * x(2*N+1) * k4 * (-3*x(1) + 4*x(2) - x(3)) / (2*h) - ...  
ro*k2*dx(1) - Fx(1) * k4 * dx(1)) / (ro*k1 + Fx(1) * k3);
```

#### 4.2.2. Právý okraj cévy

Právý okraj cévy je sestaven ze tří parciálních diferenciálních rovnic, které jsou upraveny metodou konečných diferencí a implementovány do bloku S – funkce. Pro pravý okraj jsou definovány vztahy pro výpočet hustoty a průřezu cévy.

- Výpočet hustoty krve pro pravý okraj:

$$ro = ro0 / (\exp(beta \cdot (x(N) - T0)) \cdot \exp((x(2 \cdot N) - p0)/K))$$

- Výpočet průřezu cévy pro pravý okraj:

$$Fx(N) = F0 \cdot \exp(2 \cdot alfa \cdot (x(N) - T0)) \cdot \exp\left(\frac{dn \cdot (x(2 \cdot N) - p0)}{E \cdot d}\right)$$

- Derivace rychlosti proudění krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):

```
dx(3*N) = -1/ro * (x(2*N-2) - 4*x(2*N-1) + 3*x(2*N)) / (2*h) - ...  
x(3*N) * (x(3*N-2) - 4*x(3*N-1) + 3*x(3*N)) / (2*h) - ...  
lambda*x(3*N) * abs(x(3*N)) / (2*dn);
```

- Derivace teploty krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):

```
dx(N) = -1/cv*x(3*N) * dx(3*N) - 1/(ro*cv) * (ro*x(3*N-  
2) * (cv*x(N-2) + ...  
1/2*x(3*N-2) * x(3*N-2)) - 4*ro*x(3*N-1) * (cv*x(N-1) + ...  
1/2*x(3*N-1) * x(3*N-  
1)) + 3*ro*x(3*N) * (cv*x(N) + 1/2*x(3*N) * x(3*N))) / (2*h) - ...  
1/(ro*cv) * (x(2*N-2) * x(3*N-2) - 4*x(2*N-1) * x(3*N-  
1) + 3*x(2*N) * x(3*N)) / (2*h) + ...  
1/(ro*cv) * (alfa1 * (T0 - x(N)) / Fx(N));
```

Pro derivaci tlaku krve podle času jsou definovány vztahy z kapitoly 3, tedy derivace průřezu cévy podle tlaku a podle teploty, derivace hustoty krve podle tlaku a podle teploty.

- Derivace průřezu cévy podle tlaku:  

$$k1 = (F0 \cdot dn \cdot \exp(alfa \cdot (2 \cdot x(N) - 2T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(2 \cdot N) - p0)) / (E \cdot d))) / (E \cdot d)$$
- Derivace průřezu cévy podle teploty:  

$$k2 = 2 \cdot F0 \cdot alfa \cdot \exp(alfa \cdot (2 \cdot x(N) - 2 \cdot T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(2 \cdot N) - p0)) / (E \cdot d))$$
- Derivace hustoty podle tlaku:  

$$k3 = -ro0 / (K \cdot \exp(beta \cdot (x(N) - T0)) \cdot \exp((x(2 \cdot N) - p0) / K))$$
- Derivace hustoty podle teploty:  

$$k4 = -(beta \cdot ro0) / (\exp(beta \cdot (x(N) - T0)) \cdot \exp((x(2 \cdot N) - p0) / K))$$
- Derivace tlaku krve v cévě podle času pro pravý okraj (zdrojový kód – Matlab):  

$$\begin{aligned} dx(2*N) = & (-ro*Fx(N) * (x(3*N-2) - 4*x(3*N-1) + 3*x(3*N)) / (2*h) - \\ & ro*x(3*N) * k1 * (x(2*N-2) - 4*x(2*N-1) + 3*x(2*N)) / (2*h) - \dots \\ & ro*x(3*N) * k2 * (x(N-2) - 4*x(N-1) + 3*x(N)) / (2*h) - \dots \\ & ro*x(3*N) * dFxdx - Fx(N) * x(3*N) * k3 * (x(2*N-2) - 4*x(2*N-1) + 3*x(2*N)) / (2*h) - \dots \\ & Fx(N) * x(3*N) * k4 * (x(N-2) - 4*x(N-1) + 3*x(N)) / (2*h) - \dots \\ & ro*k2*dx(N) - Fx(N) * k4*dx(N)) / (ro*k1 + Fx(N) * k3) ; \end{aligned}$$

#### 4.2.3. Prostřední řezy

Prostřední řezy jsou definovány taktéž třemi parciálními diferenciálními rovnicemi a jsou upraveny metodou konečných diferencí. Opět jsou zde definovány hustota a výpočet průřezu cévy pro střední řezy cévy.

Prostřední řezy jsou definované funkcí for, kdy se cyklus opakuje od 2 do N-1 a pro tento cyklus je zde definována proměnná n.

- Výpočet hustoty pro střední řez:  

$$ro = ro0 / (\exp(beta \cdot (x(n) - T0)) \cdot \exp((N + n) - p0) / K))$$

- Výpočet průřezu cévy pro střední řez:  

$$Fx(n) = F0 \cdot \exp(2 \cdot \alpha \cdot x(n) - T0) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+n) - p0))/(E \cdot d))$$

- Derivace rychlosti proudění krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):

$$\begin{aligned} dx(2*N+n) = & -1/ro * ((x(N+n+1) - x(N+n-1)) / (2*h)) - \dots \\ & x(2*N+n) * ((x(2*N+n+1) - x(2*N+n-1)) / (2*h)) - \dots \\ & lambda * x(2*N+n) * abs(x(2*N+n)) / (2*dn) ; \end{aligned}$$

- Derivace teploty krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):

$$\begin{aligned} dx(n) = & -1/cv * x(2*N+n) * dx(2*N+n) - \\ & 1/(ro*cv) * (ro*x(2*N+n+1) * (cv*x(n+1) + 1/2*x(2*N+n+1) \dots \\ & *x(2*N+n+1)) - ro*x(2*N+n-1) * (cv*x(n-1) + 1/2*x(2*N+n- \\ & 1)*x(2*N+n-1))) / (2*h) - \dots \\ & 1/(ro*cv) * (x(N+n+1) * x(2*N+n+1) - x(N+n-1) * x(2*N+n- \\ & 1)) / (2*h) + \dots \\ & 1/(ro*cv) * (\alpha_1 * (T0 - x(n)) / Fx(n)) ; \end{aligned}$$

Rovnice pro derivaci tlaku krve v cévě podle času je zjednodušená o vztahy pro výpočet derivace průřezu podle tlaku, derivace průřezu cévy podle teploty, derivace hustoty podle tlaku a derivace hustoty podle teploty, kdy každá tato derivace je vyjádřena konstantou k.

- Derivace průřezu cévy podle tlaku:

$$k1 = (F0 \cdot dn \cdot \exp(\alpha \cdot (2 \cdot x(n) - 2 \cdot T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+n) - p0))/(E \cdot d))) / (E \cdot d)$$

- Derivace průřezu cévy podle teploty:

$$k2 = 2 \cdot F0 \cdot \alpha \cdot \exp(\alpha \cdot (2 \cdot x(n) - 2 \cdot T0)) \cdot \exp((dn \cdot (x(N+n) - p0))/(E \cdot d))$$

- Derivace hustoty podle tlaku:

$$k3 = -ro0 / (K \cdot \exp(\beta \cdot (x(n) - T0)) \cdot \exp((x(N+n) - p0)/K))$$

- Derivace hustoty podle teploty:

$$k4 = -(\beta \cdot ro0) / (\exp(\beta \cdot (x(n) - T0)) \cdot \exp((x(N+n) - p0)/K))$$

- Derivace tlaku krve v cévě podle času (zdrojový kód – Matlab):

$$\begin{aligned} dx(N+n) = & (-ro * Fx(n) * (x(2*N+n+1) - x(2*N+n-1)) / (2*h)) - \dots \\ & ro * x(2*N+n) * k1 * (x(N+n+1) - x(N+n-1)) / (2*h) - \dots \\ & ro * x(2*N+n) * k2 * (x(n+1) - x(n-1)) / (2*h) - \dots \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \text{ro} * x(2 * N + n) * dFxdx - Fx(n) * x(2 * N + n) * k3 * (x(N + n + 1) - x(N + n - 1)) / (2 * h) - \dots \\ & Fx(n) * x(2 * N + n) * k4 * (x(n + 1) - x(n - 1)) / (2 * h) / \dots \\ & \text{ro} * k2 * dx(n) - Fx(n) * k4 * dx(n) / (\text{ro} * k1 + Fx(n) * k3); \end{aligned}$$

### 4.3. Počáteční podmínky

Každý dílčí model vytvořený v Simulinku je definován svými počátečními podmínkami, kdy v každém skriptu v Matlabu označeného pod názvem `pocatecni_podminky_ceva.m` a příslušný index úseku (např. `pocatecni_podminky_ceva_vzest_cast_pro_simulink.m`) jsou definovány jednotlivé parametry (viz. Tabulka 4). Tyto podmínky slouží k vypočítání ustálených stavů pro jednotlivé modely.

#### 4.3.1. Ukázka kódu v Matlabu pro počáteční podmínky vzestupné části aorty

```
N_vzest_cast=20; %pocet rezu cevy
l_vzest_cast=0.04; % delka cevy [m]
dn_vzest_cast=0.0453; % prumer cevy [m]
d_vzest_cast=0.00515; % sila steny cevy [m]
dd_vzest_cast=0.00646; % zmena prumeru cevy na metr delky [m/m]

T0_vzest_cast=36.5;
p0_vzest_cast=10689;
u0_vzest_cast=0.15; % stredni rychlost proudeni krve [m/s]

l=l_vzest_cast;
N=N_vzest_cast;
ro0=1056; % [kg/m^3]
g=9.81;

deltapmetr=500; % tlakova ztrata na metr cevy, predpoklad 500 Pa
deltap=l*deltapmetr; % tlakova ztrata na modelovany usek cevy
hz=deltap/(ro0*g);

lambda_vzest_cast=(dn_vzest_cast/l)*2*g*hz/(u0_vzest_cast^2);
M=[1 0 0;0 1 0;0 0 1];
options=odeset('MassSingular','yes','Mass',M,'InitialSlope',zeros(3,1),'Refine',40,'MStateDependence','none');
TSPAN_POC=linspace(0,1,N);
x00=[T0_vzest_cast p0_vzest_cast u0_vzest_cast];
```



```

[T_POC,Y_POC]=ode15s(@(t,y) soustava_ceva_vzest_cast(t,y,...
    lambda_vzest_cast,d_vzest_cast,dd_vzest_cast,dn_vzest_cast,...
    p0_vzest_cast,T0_vzest_cast),TSPAN_POC,x00,options);
x0(1:N)=Y_POC(1:N,1); % prubeh teploty po delce v ustalenem stavu
x0(N+1:2*N)=Y_POC(1:N,2); % prubeh diastolickeho tlaku po delce v ustalenem stavu
x0(2*N+1:3*N)=Y_POC(1:N,3); % prubeh rychlosti po delce v ustalenem stavu
zatez_vzest_cast=Y_POC(N,3)/Y_POC(N,2); % podil udava zatez na konci cevy
pocatecni_stav_vzest_cast(:,1)=x0';
F=pi*dn_vzest_cast*dn_vzest_cast/4;
pocatecni_stav_F_vzest_cast=F*ones(N,1);

disp('Prvni faze pocatecnich podminek vypoctena');

```

Jednotlivé parametry jsou použity z Fakultní nemocnice v Ostravě z pracoviště angioly (viz. Kapitola 4.1), případně z přílohy II a některé parametry jsou určeny experimentálně. Zdrojové kódy v Matlabu pro výpočet počátečních podmínek jsou pro všechny úseky stejné, liší se pouze indexy dle daného úseku cévního řečiště.

#### 4.4. Výpočet počátečních stavů

Pro zdokonalení vykreslování výsledných grafů simulací pro jednotlivé úseky krevního řečiště jsou v prostředí Matlab a Simulink definovány počáteční stavy, které se ukládají a následně využívají pro vykreslování vstupních parametrů dílčích modelů. Ustálené počáteční stavy jsou definovány pro každý úsek cévního řečiště.

##### 4.4.1. Kód v Matlabu pro ukládání ustálených stavů

```

tl=2;
cas_sim=150;
Ts=0.01;
start_cas_sim=100;

```

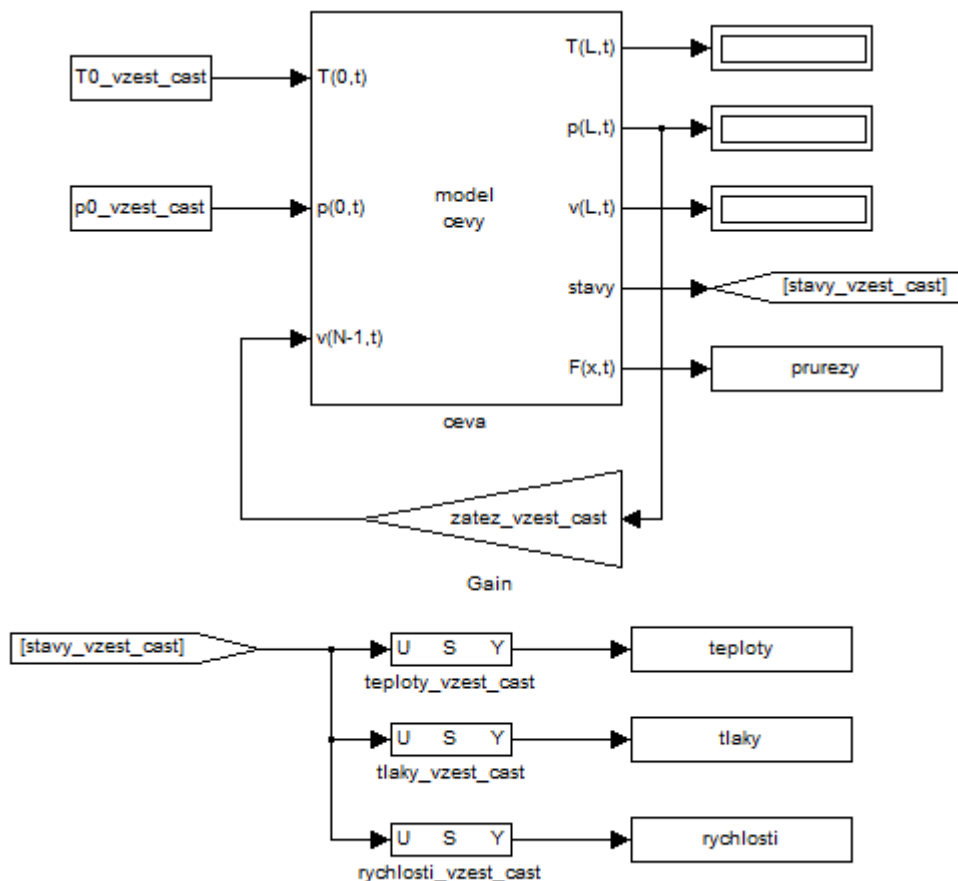
Výše jsou nadefinované proměnné pro zjednodušené vykreslování grafů pro ustálené stavy, kdy proměnná *tl* značí šířku vykreslování čar v jednotlivých grafech. Proměnná *cas\_sim* definuje čas, po který bude simulace trvat, v tomto případě bude simulace trvat 150 s. Proměnná *Ts* značí periodu ukládání dat a je dána v sekundách. Proměnná *start\_cas\_sim* definuje čas, od kterého se začnou vykreslovat 3D grafy.

V každém skriptu v Matlabu, který nese název vykreslevni\_ust\_stav a příslušný index úseku cévy (např. vykresleni\_ust\_stav\_vzest\_cast.m) je nadefinováno načtení, výpočet a vykreslení počátečních podmínek všech úseků cévního řečiště. Dále jsou zde definovány jednotlivé parametry pro vykreslování grafů a je zde nadefinováno vykreslení grafů, ať už 2D či

3D grafů. Následně dochází k uložení všech vypočítaných parametrů a to pomocí kódu, který je uvedený níže pro jednotlivé úseky.

```
save poc_stav_vzest_cast pocatecni_stav_vzest_cast...
pocatecni_stav_F_vzest_cast N_vzest_cast l_vzest_cast
d_vzest_cast...
dd_vzest_cast dn_vzest_cast lambda_vzest_cast
p0_vzest_cast...
T0_vzest_cast zatez_vzest_cast Ts
```

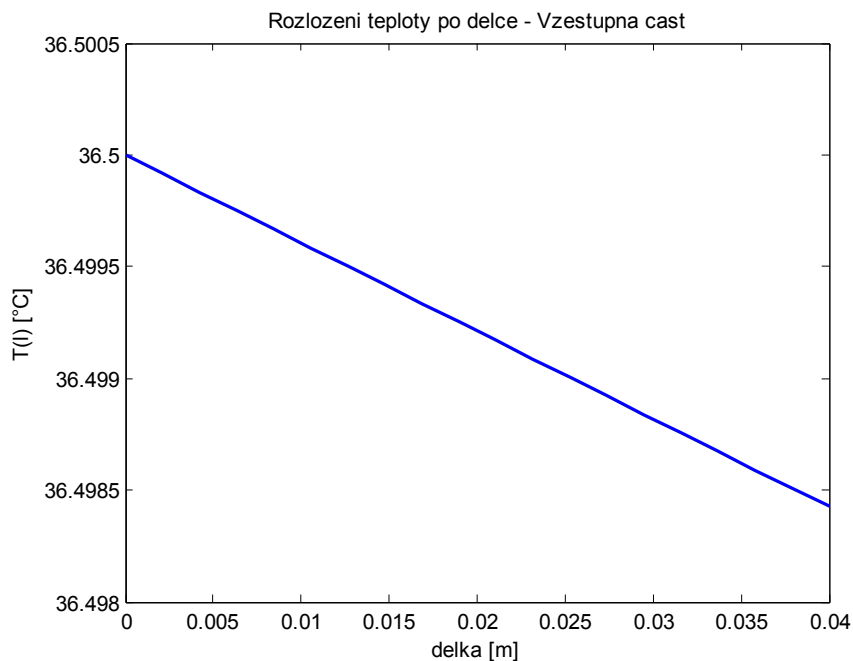
Po spuštění skriptu vykreslení\_ust\_stav a příslušný index cévy dojde tedy k načtení a vypočítání počátečních podmínek a k následnému uložení ustáleného stavu, s kterým se dále pracuje při vykreslování signálů v modelech vytvořených v Simulinku.



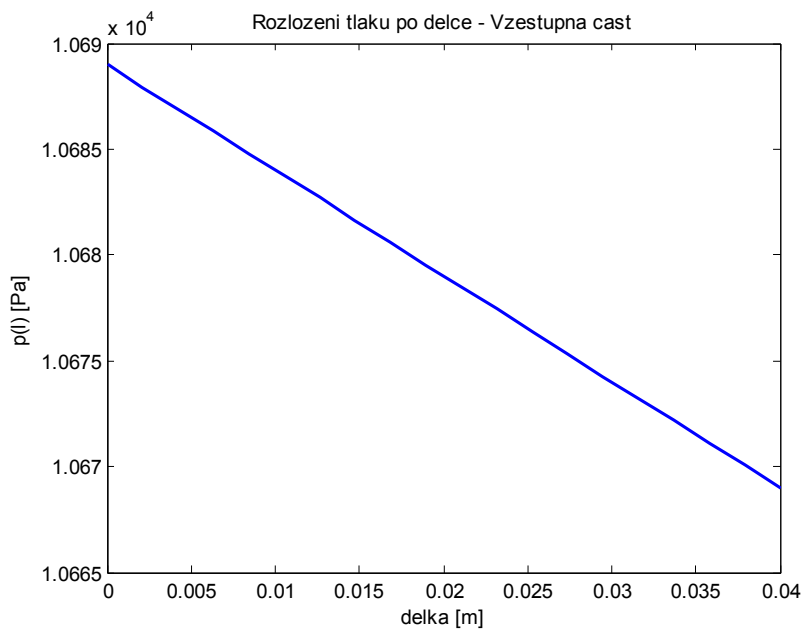
**Obrázek 15:** Ukázka modelu pro výpočet ustáleného stavu pro vzestupnou část aorty.

Z Obrázku 15 je patrné, že do modelu vytvořeného pro vzestupnou část aorty v Simulinku vstupují konstantní tlak i konstantní teplota, kdy teplota je zde zastoupená hodnotou 36,5 °C a vstupní tlak hodnotou 10689 Pa. Po spuštění modelu dojde k vypočítání a

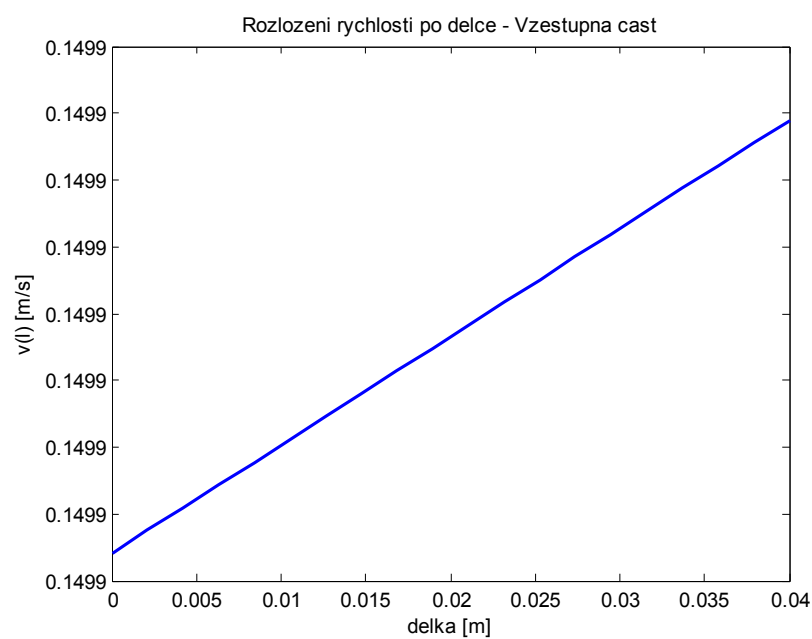
uložení ustáleného stavu pro vzestupnou část aorty. Takto jsou vytvořeny, definovány i ostatní modely dílčích úseků cévního řečiště. Po vypočítání ustáleného stavu pro daný úsek dojde také vykreslení počátečních podmínek daného úseku a vykreslení dalších závislostí.



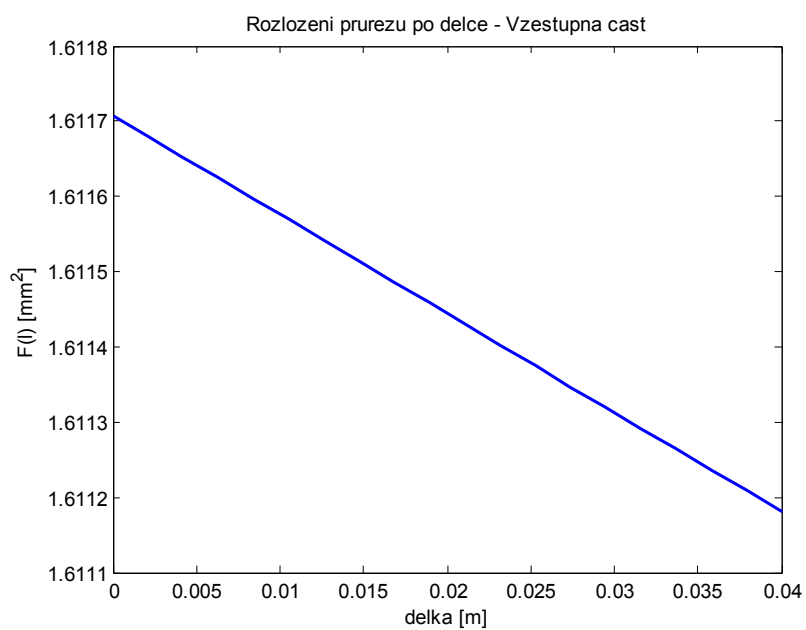
**Obrázek 16:** Graf rozložení teploty po délce pro vzestupnou část aorty.



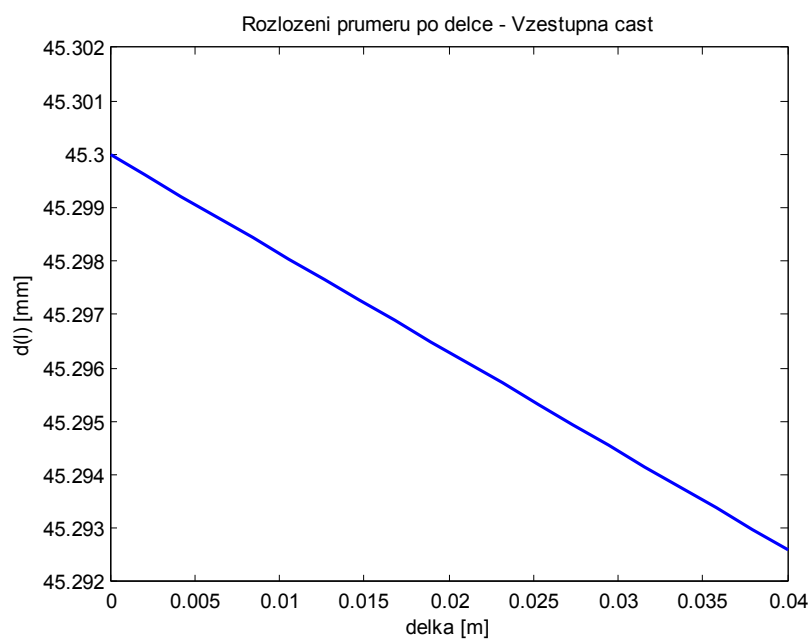
**Obrázek 17:** Graf rozložení tlaku po délce pro vzestupnou část aorty.



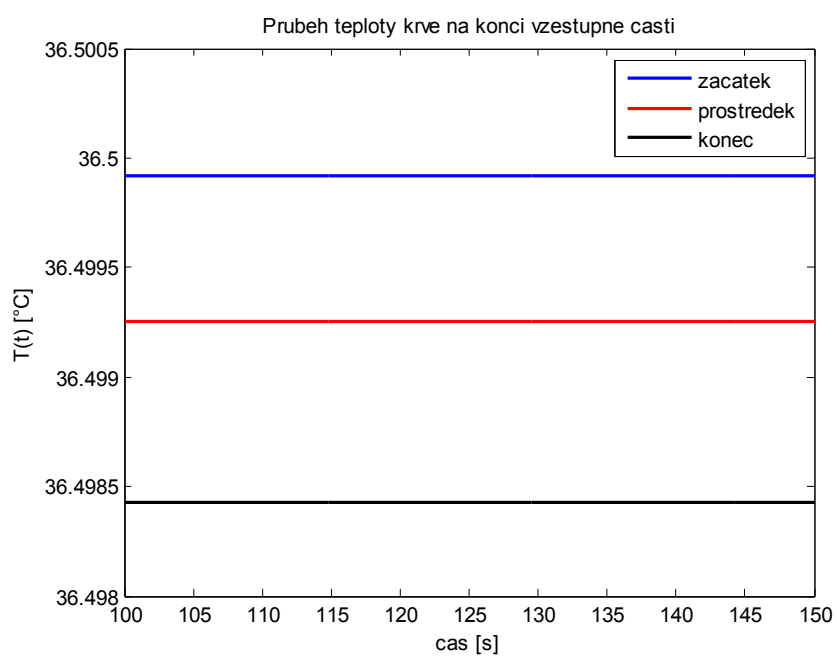
**Obrázek 18:** Graf rozložení rychlosti po délce pro vzestupnou část aorty.



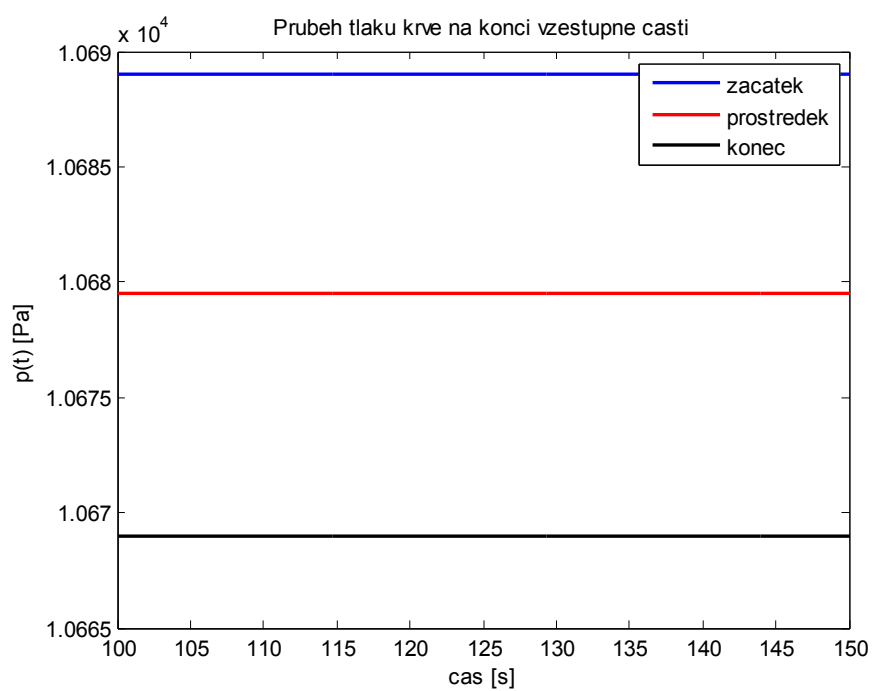
**Obrázek 19:** Graf rozložení průřezu cévy po délce pro vzestupnou část aorty.



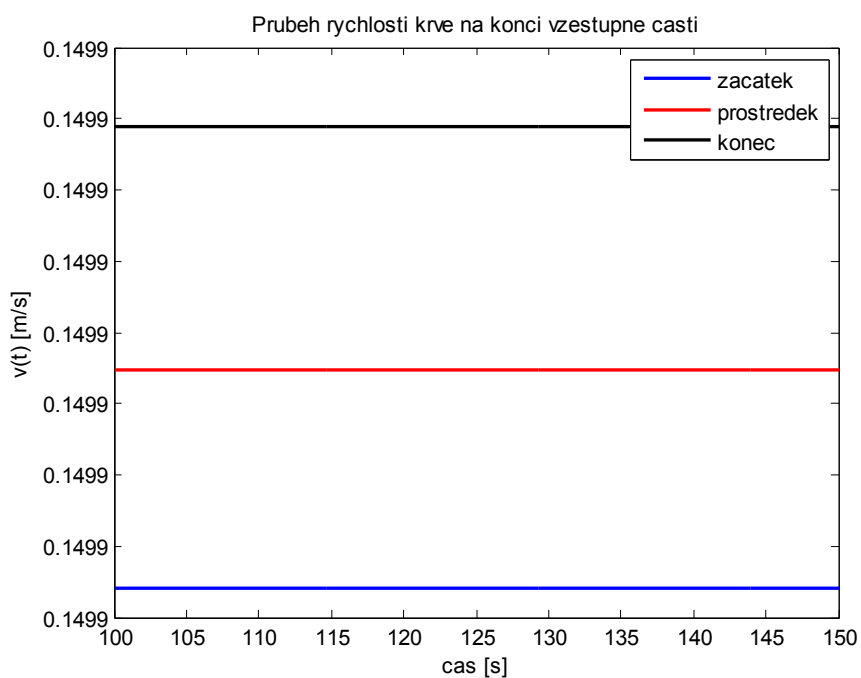
**Obrázek 20:** Graf rozložení průměru cévy po délce pro vzestupnou část aorty.



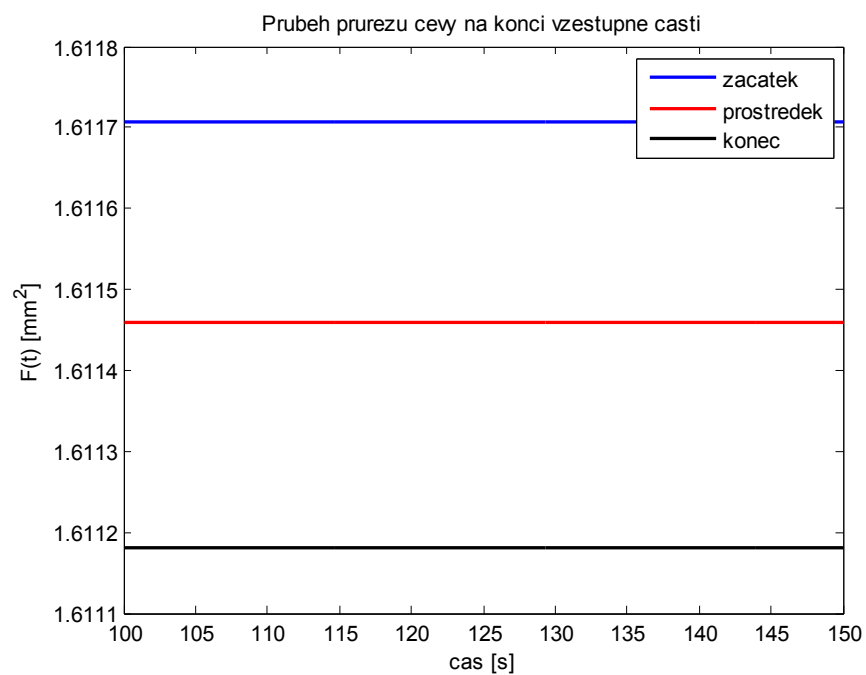
**Obrázek 21:** Graf průběhů teploty krve na konci vzestupné části aorty.



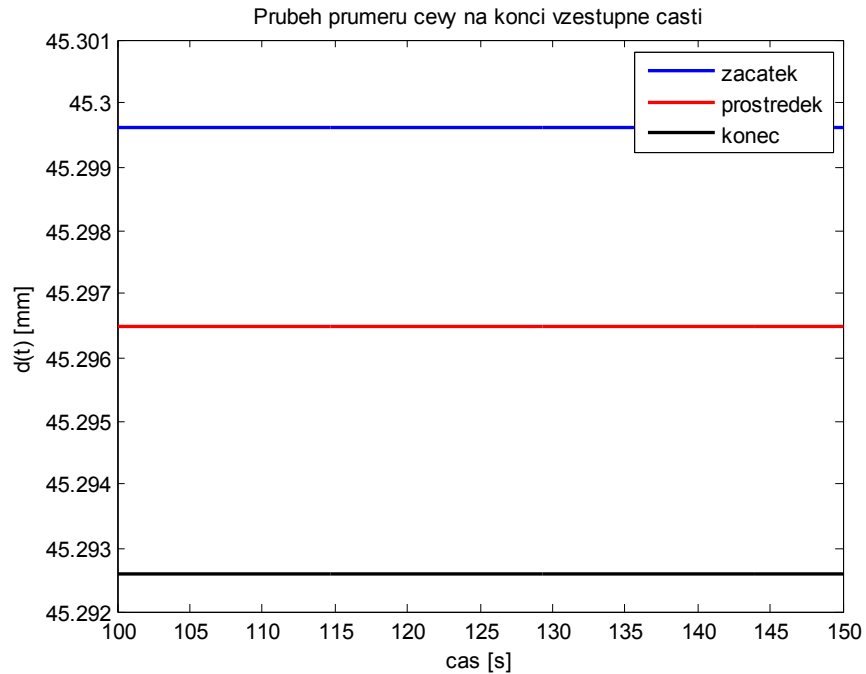
**Obrázek 22:** Graf průběhů tlaků krve na konci vzestupné části aorty.



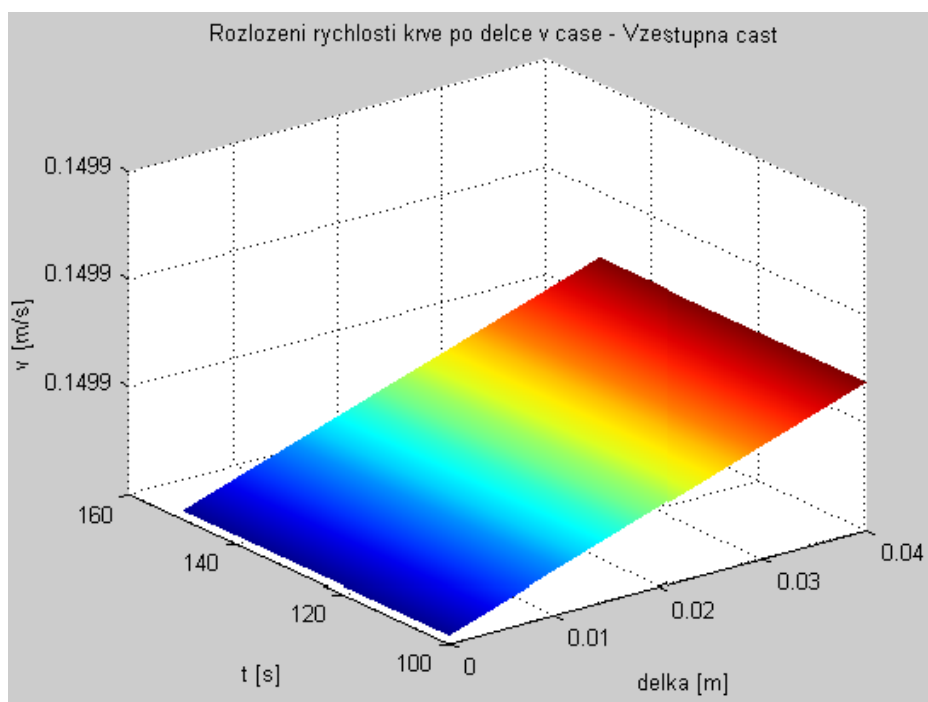
**Obrázek 23:** Graf průběhů rychlostí krve na konci vzestupné části aorty.



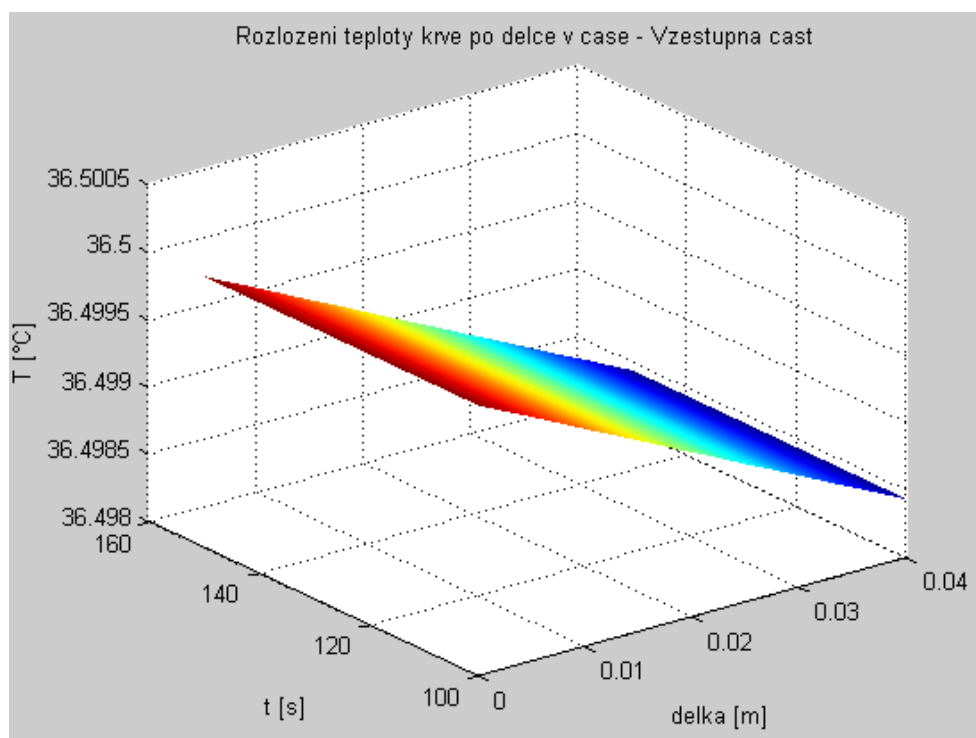
**Obrázek 24:** Graf průběhů průřezů cévy na konci vzestupné části aorty.



**Obrázek 25:** Graf průběhů průměrů cévy na konci vzestupné části aorty.

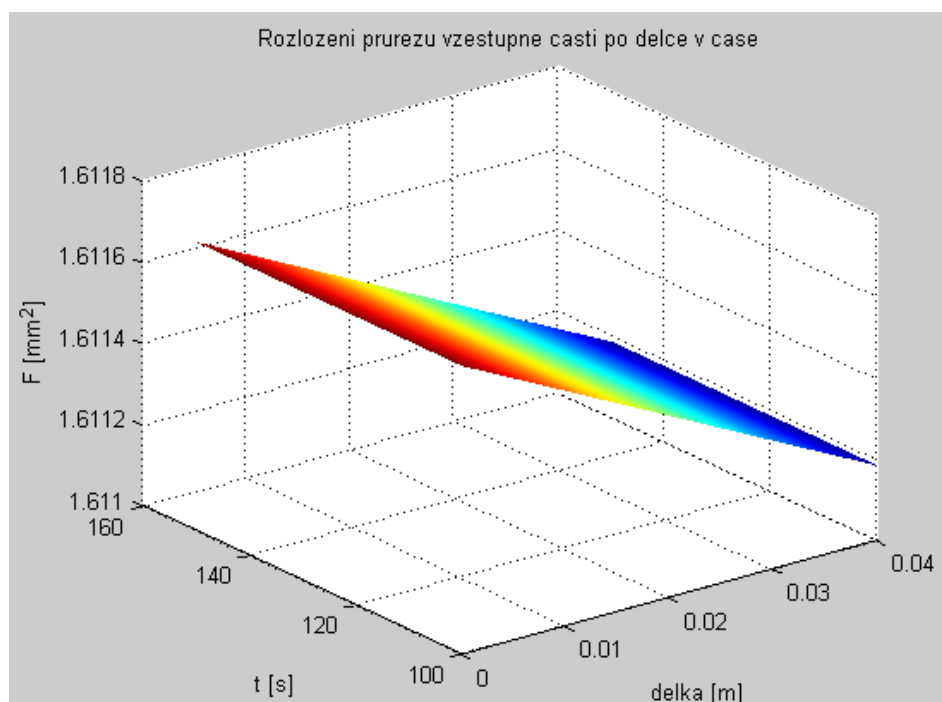


**Obrázek 26:** 3D graf rozložení rychlostí krve po délce v čase pro vzestupnou část aorty.

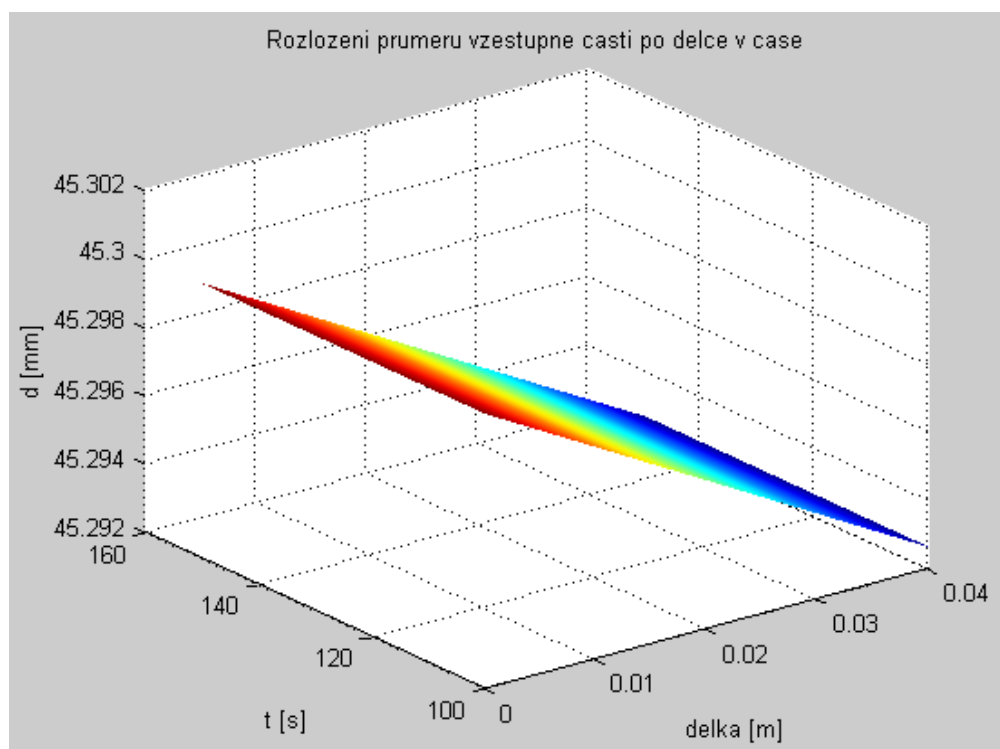


**Obrázek 27:** 3D graf rozložení teploty krve po délce v čase pro vzestupnou část aorty.

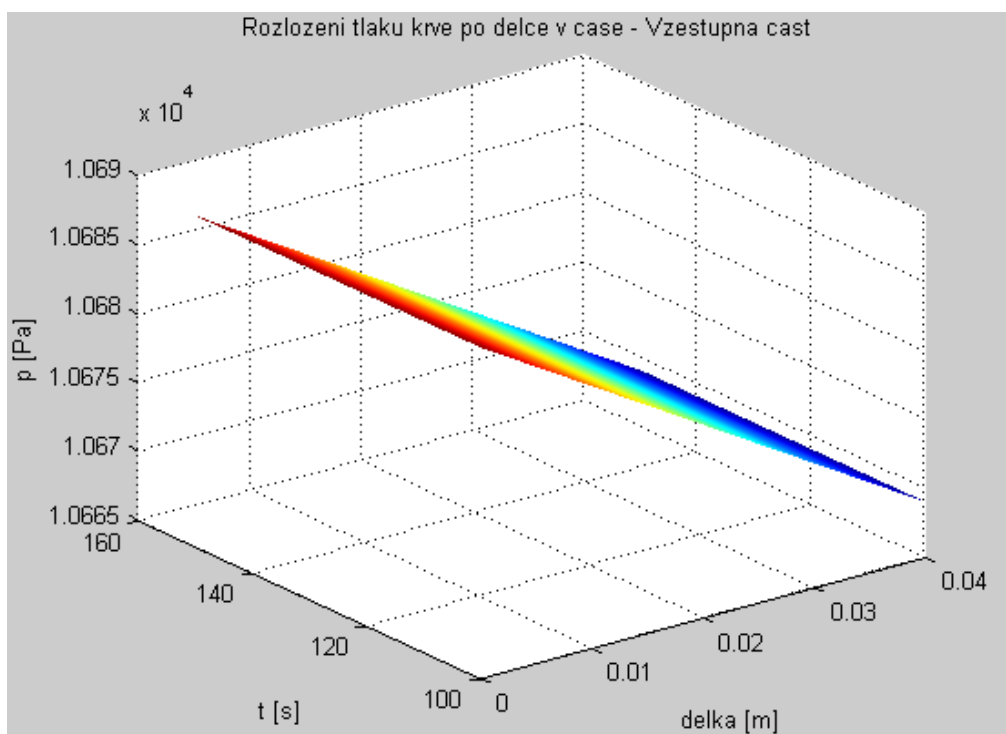




**Obrázek 28:** 3D graf rozložení průřezu vzestupné části aorty po délce v čase.



**Obrázek 29:** 3D graf rozložení průměru vzestupné části aorty po délce v čase.

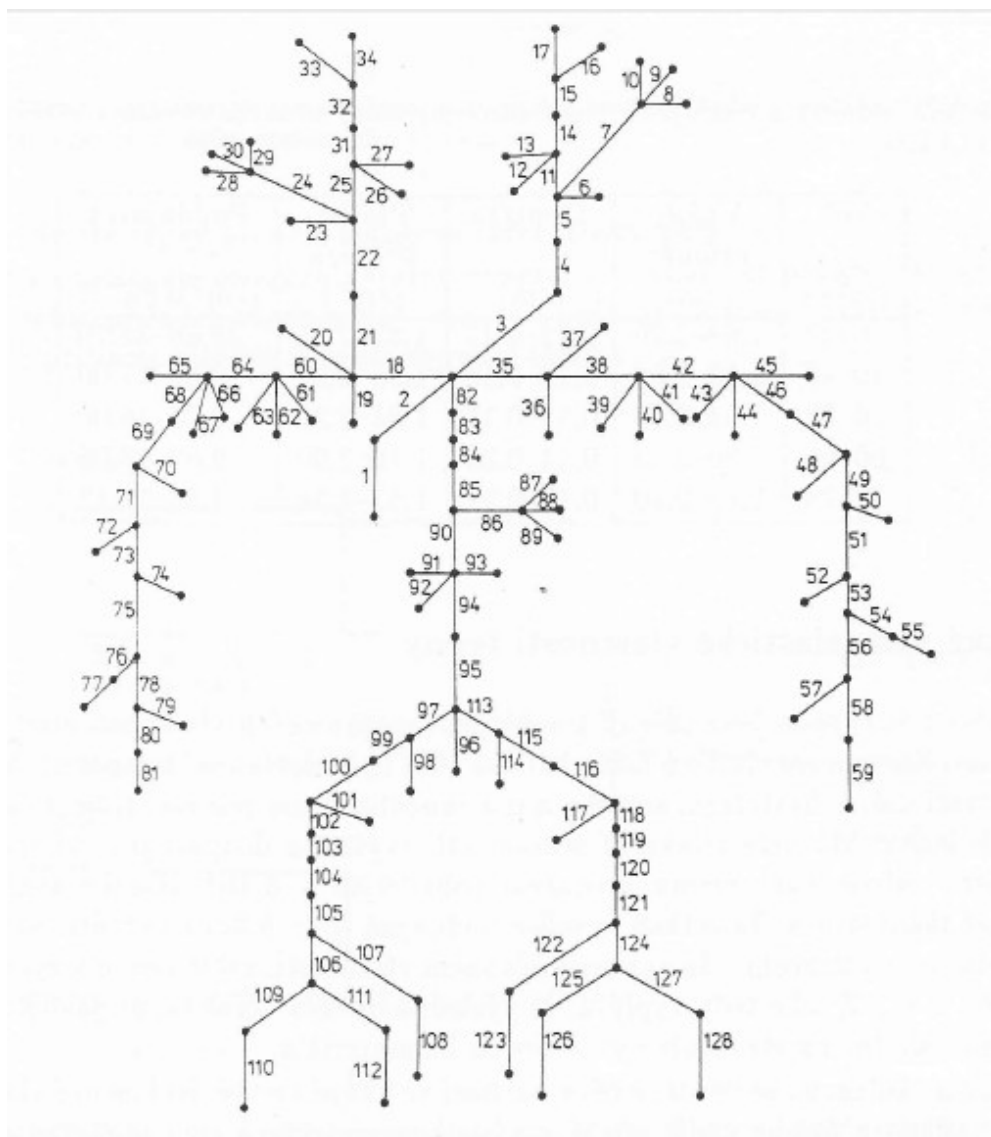


**Obrázek 30:** 3D graf rozložení tlaku krve po délce v čase pro vzestupnou část aorty.

#### 4.5. Model cévního řečiště

Model cévního řečiště se skládá z dílčích modelů jednotlivých úseků aorty. Pro samotnou realizaci jsou využity poznatky z oddělení angiologie a z modelu na obrázku 31. Model na obrázku 31 se skládá ze 128 větví, pro realizaci modelů v prostředí programu Matlab jsou využity větve od 82 – 106, které znázorňují hlavní aortu od její vzestupné části až po podkolenní tepnu pravé dolní končetiny.

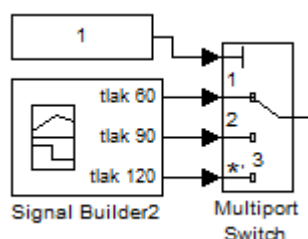
Předložený model, který je sestaven podle Avolia, znázorňuje tepny jako pružné trubice, tzn., že každý úsek mezi uzly (černými kroužky) má svůj číselný index, přičemž délka jednotlivých úseků odpovídá vzdálenosti mezi jednotlivými uzly. [7]



**Obrázek 31:** Model cévního řečiště lidského těla. [7]

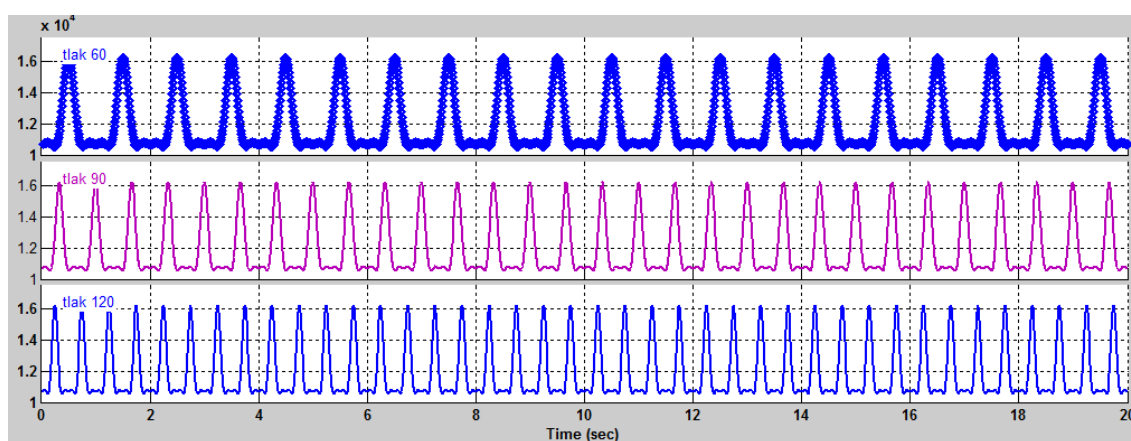
#### 4.5.1. Generátor tlakových pulzů

Pro zdokonalení modelu cévy je vytvořen generátor tlakových pulzů, který generuje tlak 60, 90 nebo 120 Pa. Tento generátor má každý model cévy a mezi jednotlivými tlaky lze přepínat pomocí bloku switch.



**Obrázek 32:** Ukázka bloku generátoru tlakových impulsů.

Pro výpočet pulzní vlny je využita rovnice 11.93-  
 $2.138 \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot t) + 1.448 \cdot \cos(4 \cdot \pi \cdot t) + 0.62 \cdot \cos(6 \cdot \pi \cdot t) + 0.0689 \cdot \cos(8 \cdot \pi \cdot t)$ . Tento časový průběh tlakové vlny je využit pro 60 Pa. Pro ostatní dva tlakové pulzy se z této rovnice vychází, nýbrž jsou upraveny harmonické složky této rovnice.



**Obrázek 33:** Ukázka jednotlivých tlakových pulzů.

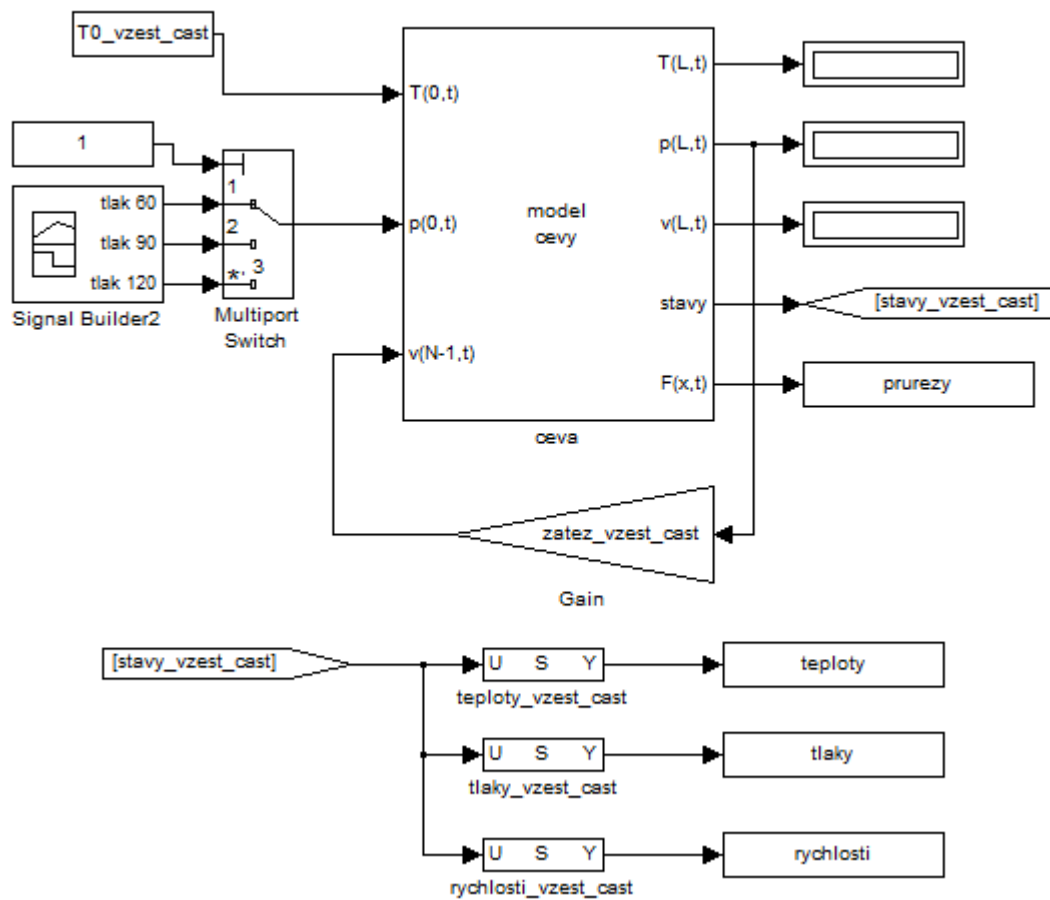
#### 4.5.2. Model vytvořený v Simulinku

V prostředí Simulinku jsou vytvořeny dílčí modely, které využívají vypočtených počátečních podmínek a ustálených stavů. Do modelu vstupuje teplotní konstanta, která je rovna cca 36,5 °C a vstupuje zde generátor tlakových impulsů, který lze dle potřeby přepínat. Dále zde vstupuje rychlost proudění krve.

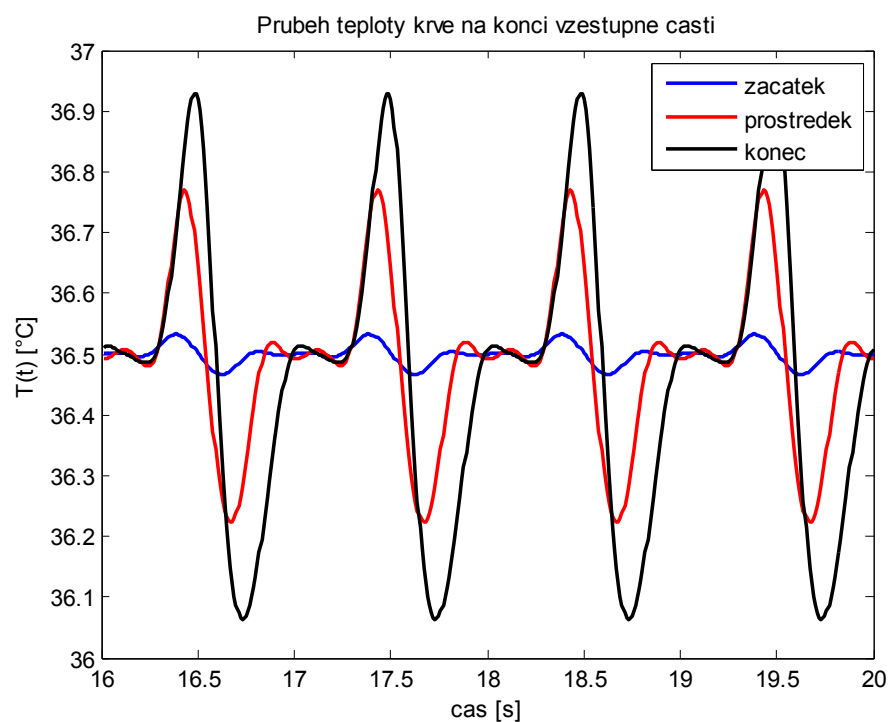
Výstupem modelu jsou stavy, které jsou přes selektor selektovány do jednotlivých proměnných (teplota, tlak, rychlost) a jsou ukládány do workspace. Dalším důležitým výstupem jsou průřezy, které se ukládají do workspace.

Po spuštění modelu v Simulinku dojde k přepočítání jednotlivých vstupních parametrů a dojde k následnému vykreslení 2D a 3D grafů.

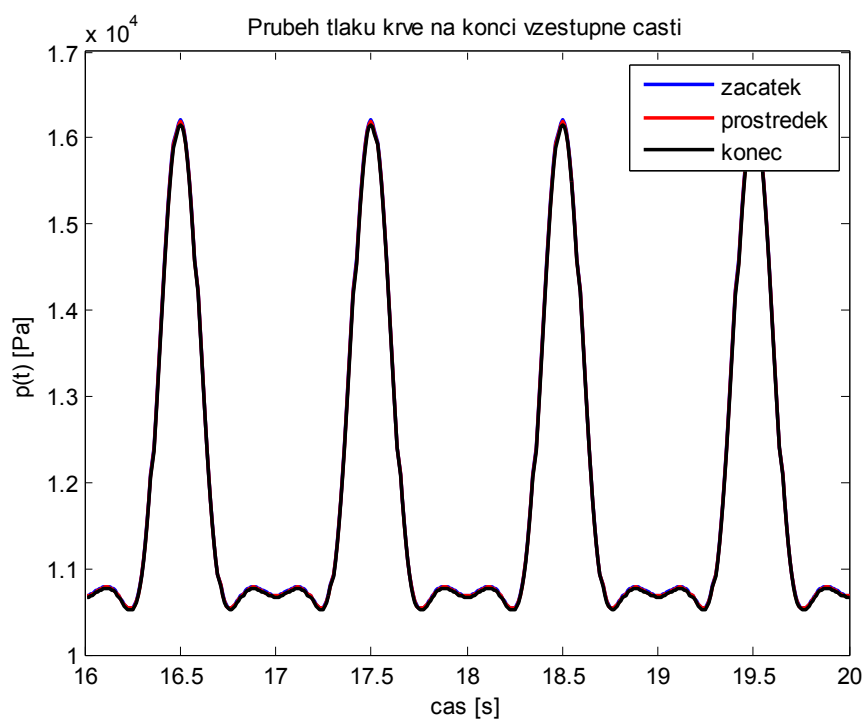
Všechny dílčí úseky cévního řečiště jsou tvořeny stejným modelem, avšak každý model má své indexové značení dle úseku cévy.



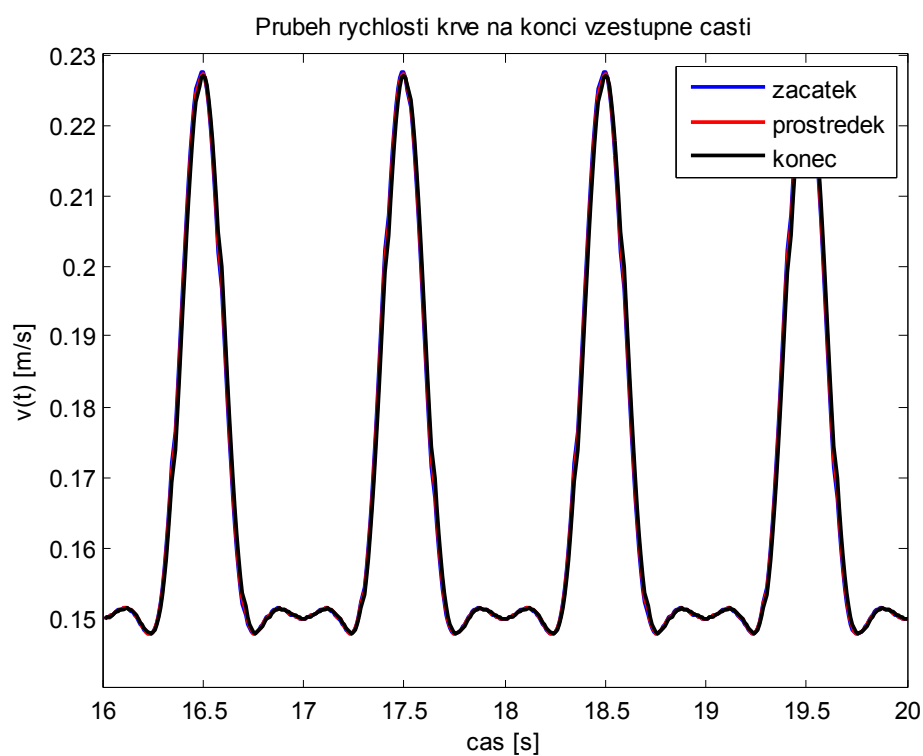
**Obrázek 34:** Ukázka vytvořeného modelu pro vzestupnou část aorty.



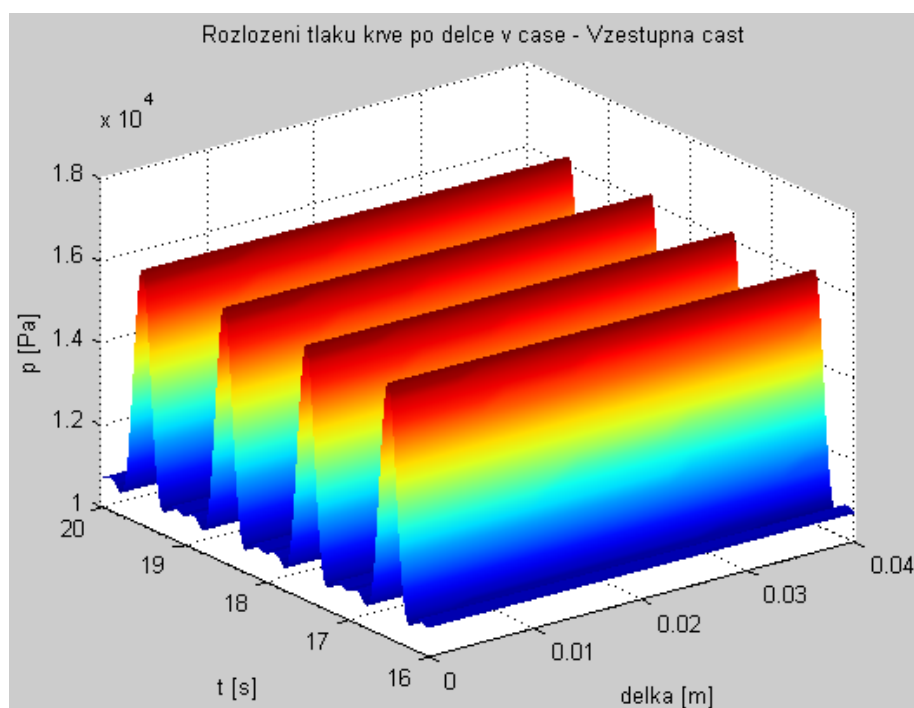
**Obrázek 35:** Průběh teploty krve na konci vzestupné části.



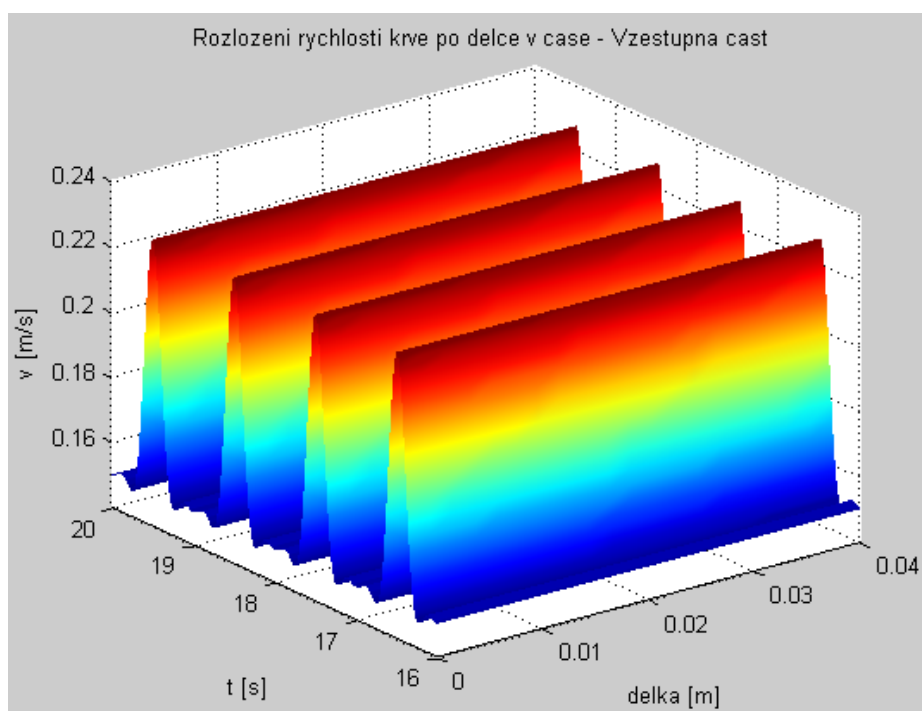
**Obrázek 36:** Graf rozložení průběhu tlaku krve na konci vzestupné části aorty.



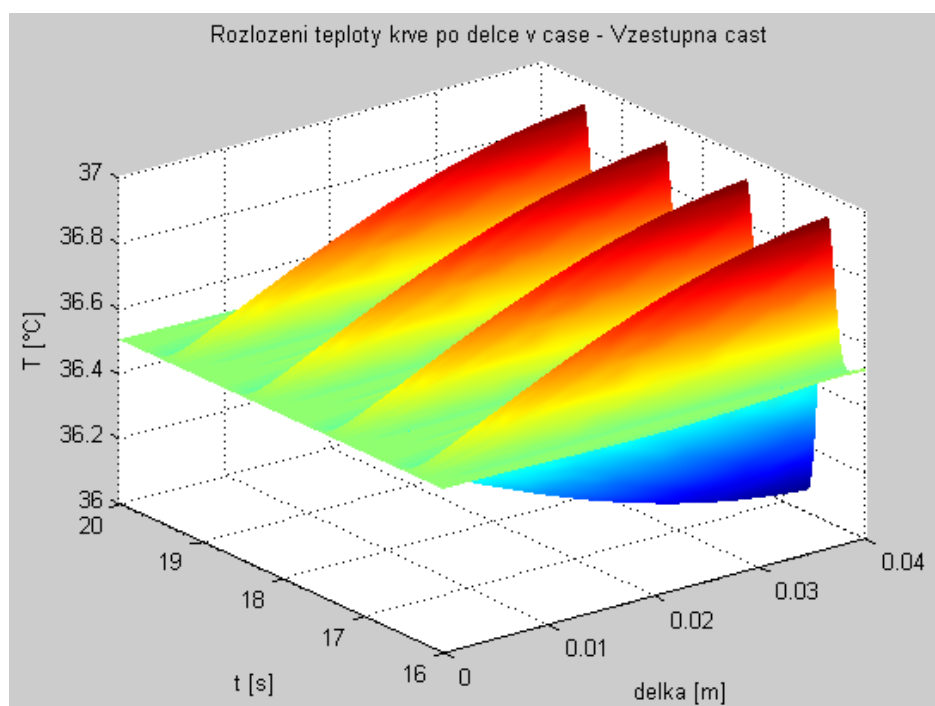
**Obrázek 37:** Graf průběhu rychlosti krve na konci vzestupné části aorty.



**Obrázek 38:** 3D graf rozložení tlaku krve po délce v čase pro vzestupnou část aorty.

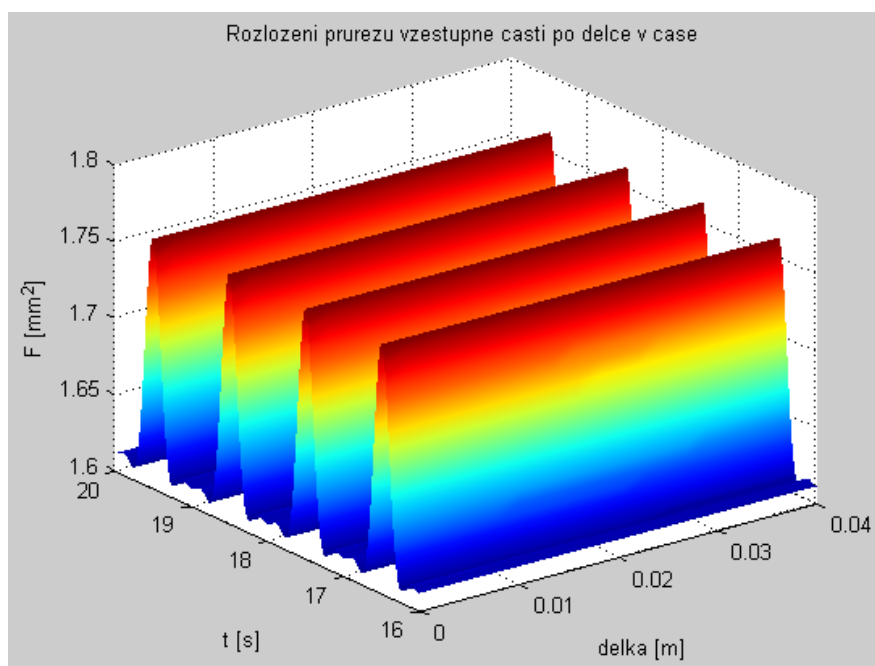


**Obrázek 39:** Rozložení rychlosti krve po délce v čase pro vzestupnou část aorty.

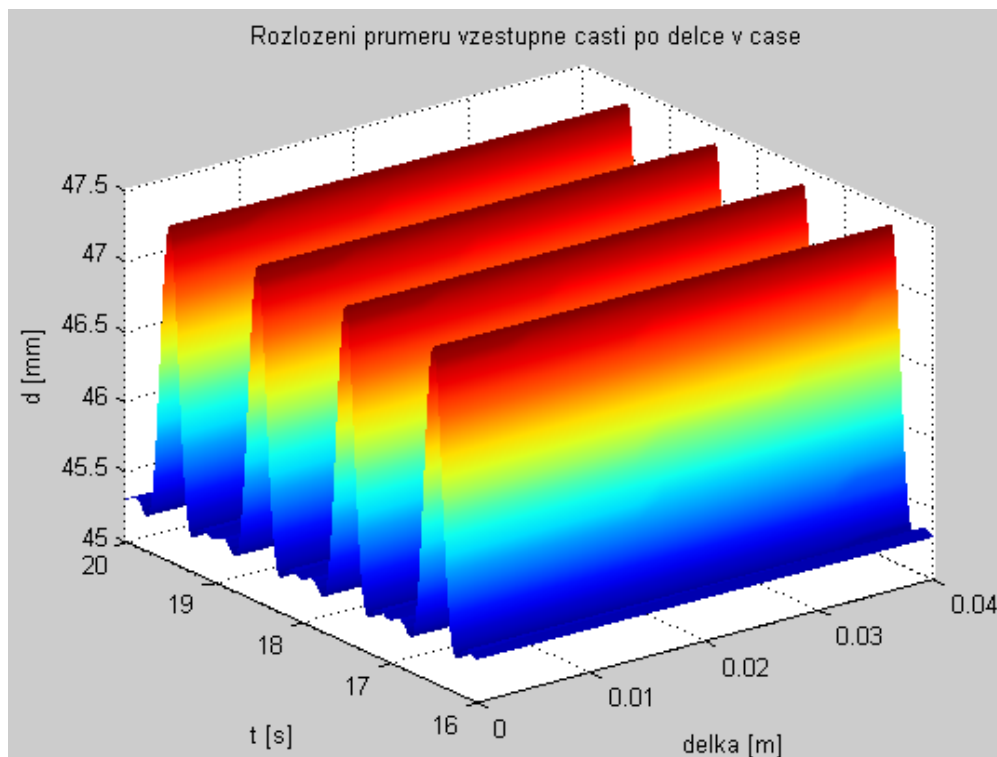


**Obrázek 40:** Rozložení teploty krve po délce v čase pro vzestupnou část aorty.





**Obrázek 41:** 3D graf rozložení průřezu cévy vzestupné části aorty po délce v čase.



**Obrázek 42:** 3D graf rozložení průměru vzestupné části aorty po délce v čase.

## 5 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo vytvořit model cévního řečiště člověka v programu Matlab s využitím S – funkce. Abych tento model mohla realizovat, musela jsem nejprve navštívit oddělení angiologie ve FNO, kde jsem získala potřebné data pro model a zároveň mi byla osvětlena metoda zobrazování cévního řečiště pomocí CT angiografie, jejíž snímky jsem použila pro tuto práci.

Samotný model je založen na třech parciálních diferenciálních rovnicích, které jsem upravila dle potřeby a následně převedla do programu Matlab a nadále jsem s nimi pracovala. Jelikož jsem model rozdělila na několik menších úseků aorty, tak bylo důležité stanovit počáteční podmínky pro daný úsek, tzn. stanovit tlak, rychlost a teplotu krve pro každý úsek atd. Po vypočtení počátečních podmínek a vykreslení, uložení počátečních stavů dílčích úseků se jednotlivé modely mohou spustit a dojde k spočítání a vykreslení příslušných grafů.

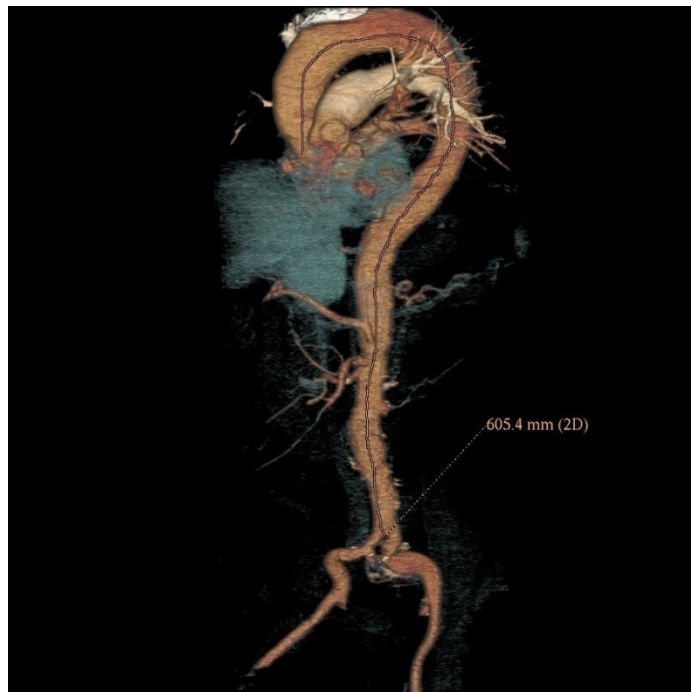
Tato práce pro mne byla přínosem, neboť jsem si mohla nejen přiblížit problematiku CT angiografie, ale získala jsem všeobecný přehled o cévním řečišti člověka a dalších fyziologických pochodech v lidském těle. Taktéž jsem se naučila využívat v programu Matlab S – funkci a další zajímavé prvky tohoto programu.

## Zdroje

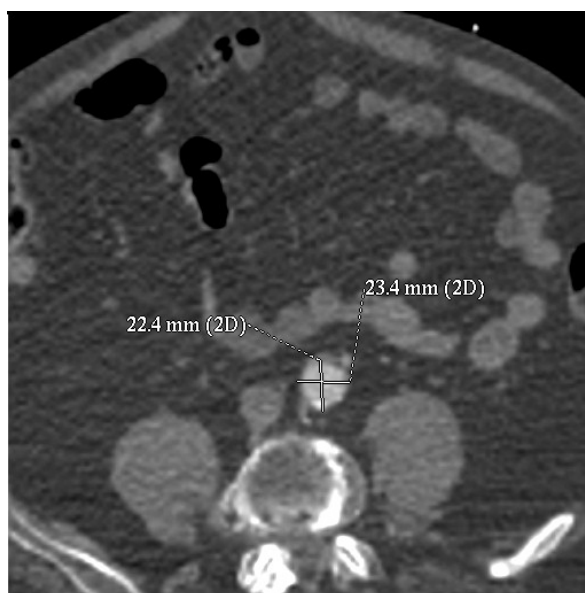
- [1] JIRÁK, Zdeněk, kolektiv. *Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU*. 2. vydání. Ostrava: Ostravská univerzita, 2009. 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7
- [2] ZAPLATÍLEK, Karel, DOŇAR, Bohuslav. *Matlab pro začátečníky*. 2. vydání. Praha, BEN, 2009, 152 s. ISBN 80-7300-175-6
- [3] KARBAN, Pavel. Výpočty a simulace v programech Matlab a simulink. 1. vydání. Brno: Computer Press, 2006, 220 s. ISBN 80-251-1301-9
- [4] SELIGER, Václav, VINAŘICKÝ, Richard, TREFNÝ, Zdeněk. *Fyziologie člověka pro fakulty tělesné výchovy a sportu*. 1. Vydání. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1983. 432 s.
- [5] PIEŠ, Martin. Regulační model přehříváku páry a jeho ověření na elektrárenském bloku 200 MW elektrárny Dětmárovice. Ostrava – VŠB – TU Ostrava. Fakulta elektrotechniky a informatiky. Katedra: Měřicí a řídicí techniky. 2011. 86 s. 40 s příloh. Školitel dizertační práce: Prof. Ing. Pavel Nevřiva, DrSc.
- [6] OŽANA, Štěpán. PIEŠ, Martin. Modeling the flow of compressible media in a vessel by means of Simulink S – functions. *Przegląd elektrotechniczny (Electrical Review)*. 185s., ISSN 0033-2097
- [7] VALENTA, Jaroslav. KLIMEŠ, František. KITTNAR, Otomar. KOMÁREK, Pavel. *Biomechanika srdečně cévního systému*. 1. vydání. Praha: ČSSB, ÚH ČSAV, ČVUT FS, 1992. 347 s. ISBN 0-444-98764-9

## Seznam příloh

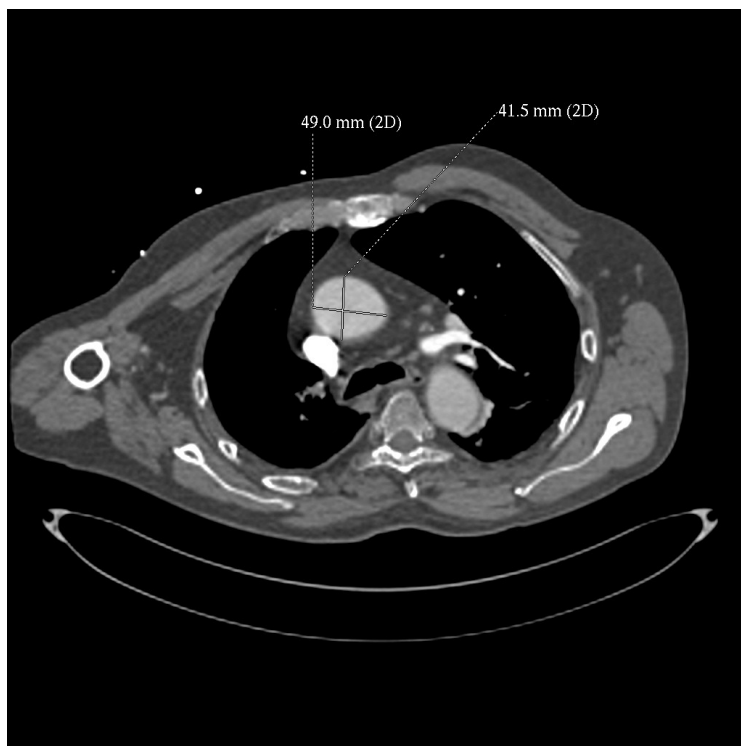
### I. Snímky z CT angiografie



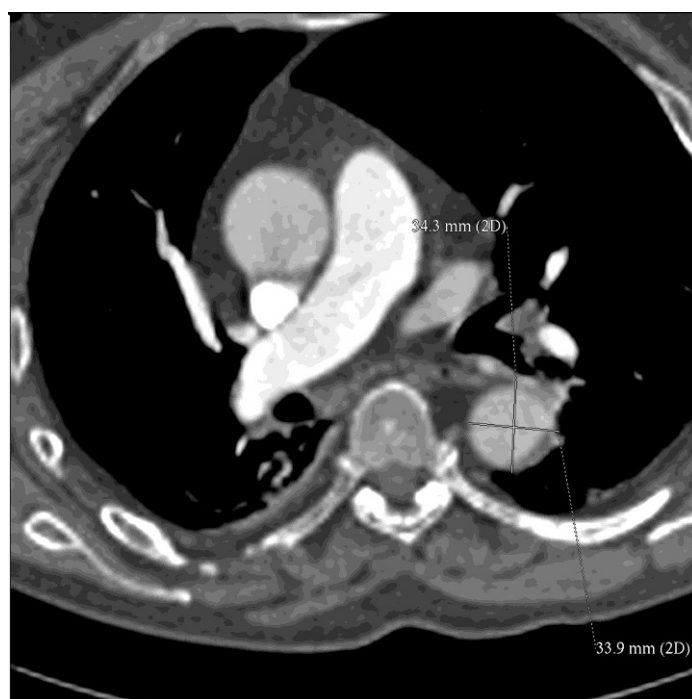
**Obrázek 43:** Celková délka aorty.



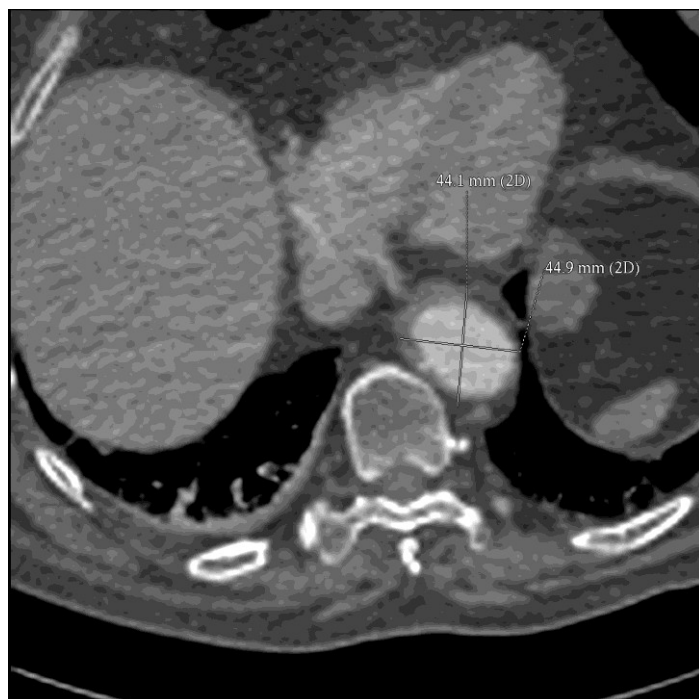
**Obrázek 44:** Axiální řez aorty v abdominální části aorty nad rozvětvením.



**Obrázek 45:** Axiální řez v ascendentní části aorty s vyznačeným průměrem.



**Obrázek 46:** Axiální řez v descendentní části aorty s vyznačeným průměrem.



**Obrázek 47:** Axiální řez v hrudní části aorty s vyznačeným průměrem.



**Obrázek 48:** Snímek s průměry v descendentní části a hrudní části aorty.

## II. Tabulka se základními rozměry cévního řečiště člověka

Číslo úseku	Název tepny	Délka (cm)	Vnitřní poloměr (cm)	Tloušťka stěny (cm)	Tuhost segmentu ( $\text{kNm}^{-1}$ )
76	Tepna vřetenní (a. radialis)	11,7	0,16	0,043	8
77	Tepna vřetenní (a. radialis)	11,7	0,16	0,043	8
78	Tepna loketní (a. ulnaris)	6,7	0,21	0,049	8
79	(a. interossea)	7,9	0,09	0,028	16
80	Tepna loketní (a. ulnaris)	8,5	0,19	0,426	8
81	Tepna loketní (a. ulnaris)	8,5	0,19	0,426	8
82	Srdečnicový oblouk (arcus aortae)	3,9	1,07	0,127	4
83	Hrudní aorta (aorta thoracica)	5,2	1,00	0,120	4
84	Hrudní aorta (aorta thoracica)	5,2	0,95	0,116	4
85	Hrudní aorta (aorta thoracica)	5,2	0,95	0,116	4
86	Část břišní aorty (truncus coelacus)	1,0	0,39	0,064	4
87	Tepna žaludeční (a. gastrica)	7,1	0,18	0,045	4
88	Tepna slezinná (a. lienalis)	6,3	0,28	0,054	4
89	Tepna jaterní (a. hepatica)	6,6	0,22	0,049	4
90	Aorta břišní (a. abdominalis)	5,3	0,87	0,108	4
91	Tepna žaludeční (a. gastrica)	3,2	0,26	0,053	4
92	Horní tepna okružní (a. mesenterica sup.)	5,9	0,43	0,069	4
93	Tepna ledvinná (a. renalis)	3,2	0,26	0,053	4
94	Aorta břišní (a. abdominalis)	5,3	0,57	0,080	4
95	Aorta břišní (a. abdominalis)	5,3	0,57	0,080	4
96	Dolní tepna okružní (a. mesenterica inf.)	5,0	0,16	0,043	4
97	Společná tepna kyčelní (a. iliaca communis)	5,8	0,52	0,076	4
98	Vnitřní tepna kyčelní (a. iliaca int.)	5,0	0,20	0,040	16
99	Zevní tepna kyčelní (a. iliaca externa)	8,3	0,29	0,055	4
100	Zevní tepna kyčelní (a. iliaca externa)	6,1	0,27	0,053	4

Obrázek 49: 1. Část tabulky se základními rozměry cévního řečiště. [7]

Číslo úseku	Název tepny	Délka (cm)	Vnitřní poloměr (cm)	Tloušťka stěny (cm)	Tuhost segmentu (kNm <sup>-1</sup> )
101	Hluboká tepna stehenní (a. profunda femoralis)	12,6	0,23	0,049	16
102	Tepna stehenní (a. femoralis)	8,5	0,19	0,050	8
103	Tepna stehenní (a. femoralis)	8,5	0,19	0,050	8
104	Tepna podkolenní (a. poplitea)	9,4	0,20	0,047	8
105	Tepna podkolenní (a. poplitea)	9,4	0,20	0,050	4
106	Přední tepna holenní (a. tibialis ant.)	2,5	0,13	0,039	16
107	Zadní tepna holenní (a. tibialis post.)	16,1	0,18	0,045	16
108	Zadní tepna holenní (a. tibialis post.)	16,1	0,18	0,045	16
109	Přední tepna holenní	15,0	0,10	0,020	16
110	Přední tepna holenní	15,0	0,10	0,020	16
111	Tepna lýtková (a. peronea)	15,9	0,13	0,039	16
112	Tepna lýtková (a. peronea)	15,9	0,13	0,019	16
113	Společná tepna kyčelní (a. iliaca communis)	5,8	0,52	0,076	4
114	Vnitřní tepna kyčelní (a. iliaca int.)	5,0	0,20	0,040	16
115	Přední tepna holenní (a. tibialis ant.)	8,3	0,29	0,020	16
116	Zevní tepna kyčelní (a. iliaca ext.)	6,1	0,27	0,053	4
117	Hluboká tepna stehenní (a. profunda femoris)	12,6	0,23	0,049	16
118	Tepna stehenní (a. femoralis)	12,7	0,24	0,050	8
119	Tepna stehenní (a. femoralis)	12,7	0,24	0,050	8
120	Tepna podkolenní (a. poplitea)	9,4	0,20	0,047	8
121	Tepna podkolenní (a. poplitea)	9,4	0,20	0,050	4
122	Zadní tepna holenní (a. tibialis post.)	16,1	0,18	0,045	16
123	Zadní tepna holenní (a. tibialis post.)	16,1	0,18	0,045	16
124	Přední tepna holenní	2,5	0,13	0,031	16
125	Tepna lýtková (a. peronea)	15,9	0,13	0,039	16

**Obrázek 50:** Pokračování tabulky. [7]